

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS
INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN

UNIVERSIDAD DE CANTABRIA



Trabajo Fin de Grado

**Sistemas fotónicos para la mejora de las
prestaciones musculares en el deporte
mediante terapias de luz de baja intensidad
(Photonic systems for the improvement of
muscular performance in sport through low-
level light therapies)**

Para acceder al Título de

***Graduado en
Ingeniería de Tecnologías de Telecomunicación***

Autor: Víctor Díaz-Palacios Ramos

Octubre – 2019



E.T.S. DE INGENIEROS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACION

GRADUADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS DE TELECOMUNICACIÓN

CALIFICACIÓN DEL TRABAJO FIN DE GRADO

Realizado por: Víctor Díaz-Palacios Ramos

Directores del TFG: José Miguel López Higuera

Título: “Sistemas fotónicos para la mejora de las prestaciones musculares en el deporte mediante terapias de luz de baja intensidad”

Title: “Photonic systems for the improvement of muscular performance in sport through low-level light therapies”

Presentado a examen el día: 15 de octubre de 2019

para acceder al Título de

GRADUADO EN INGENIERÍA TECNOLOGÍAS DE TELECOMUNICACIÓN

Composición del Tribunal:

Presidente (Apellidos, Nombre): López Higuera, José Miguel

Secretario (Apellidos, Nombre): Quintela Incera, María Ángeles

Vocal (Apellidos, Nombre): Quintela Incera, Antonio

Este Tribunal ha resuelto otorgar la calificación de:

Fdo.: El Presidente

Fdo.: El Secretario

Fdo.: El Vocal

Fdo.: El Director del TFG
(sólo si es distinto del Secretario)

Vº Bº del Subdirector

Trabajo Fin de Grado Nº
(a asignar por Secretaría)

Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría agradecer al director de este trabajo, *José Miguel López Higuera*, por la oportunidad de realizar una beca de colaboración, su confianza desde el principio, y el conocimiento adquirido gracias a su ayuda.

A todos los miembros del *Grupo de Ingeniería Fotónica*, por tratarme como uno más y ayudarme siempre que lo necesitaba. En especial a *Pablo*, por esos primeros días en el despacho, la ayuda de *Jose* y *Antonio* en el laboratorio, y por supuesto, a *Javi*, por tener tanta paciencia y sin el cual esto no hubiera sido posible.

Además, a mi compañero *Alejandro*, con el que he compartido este aprendizaje, y gracias al cual todo esto ha sido mucho más ameno, así como los compañeros de Universidad y amigos que siempre me han ayudado.

Por último, agradecer a mi familia por apoyarme y respetar mis decisiones durante estos años. Gracias a mi madre y mis dos hermanos por inculcarme la importancia de los estudios, y, sobre todo, a mi padre, quien me enseñó que todo esfuerzo tiene su recompensa, y al que le dedico todo mi trabajo.

Resumen

Hoy en día, parece aceptado que luz y medicina van unidas de la mano y supondrán una revolución en el futuro cercano. Bajo esta idea nace la terapia de luz de baja intensidad (LLLT) y su posibilidad de contribuir en ambos campos. A continuación, se expondrá la concepción, diseño y desarrollo de dos novedosos sistemas de iluminación que posibilitan efectuar terapias de luz de baja intensidad que inducen fotobiomodulaciones aptas para mejorar las prestaciones claves en el deporte. Más concretamente, se estudiarán los parámetros fotónicos óptimos de las fuentes de luz para actuar sobre tres lesiones, decidiendo utilizar tecnología de estado sólido LED dentro de la ventana terapéutica en el rojo e infrarrojo, y se elaborará un software de control para la realización del tratamiento. En general, se ha buscado afianzar el estado del arte actual para poder utilizarlos como recurso médico.

Palabras clave – LED, Fotobiomodulación, Luz de baja intensidad (LLLT), Cromóforo, Longitud de onda, Dosis, Microcontrolador, Driver, Interfaz

Abstract

Nowadays, it is well known that light and medicine can go hand in hand and will be revolutionary in the near future. Following this idea, low-level light therapy (LLLT) was born and so, its possibility of contribution in both fields. Then, the conception, design and development of two innovative lighting systems that make it possible to carry out low intensity light therapies that induce suitable photobiomodulations to improve key aspects in sport, will be exposed. More specifically, the optical parameters of the light sources to act on three lesions will be studied, deciding to use solid-state LED technology within the therapeutic window in the red and infrared wavelengths, and develop a control software for the treatment. In general, the aim has been to strengthen the current state of the art to be able to use it as a medical resource.

Key words – LED, Photobiomodulation, Low-level light therapy (LLLT), Chromophore, Wavelength, Dose, Microcontroller, Driver, Interface

Índice general

Índice general	I
Índice de figuras	III
Índice de tablas	V
Acrónimos	VI
1 Introducción	1
1.1 Objetivos	1
1.2 Estructura	2
2 LLLT deporte-conceptos generales	3
2.1 Fundamento biológico	3
2.2 Longitud de onda.....	5
2.2.1 Profundidad de penetración	6
2.3 Dosis	7
2.3.1 Respuesta de dosis bifásica	8
2.3.2 Pulsado vs continuo	9
2.4 Aplicaciones	10
2.4.1 Curación de tendones	10
2.4.2 Daño muscular y recuperación.....	12
2.4.3 Mejora de la actuación.....	13
2.5 Estado del arte	14
3 Diseño teórico del dispositivo	20
3.1 Elección de la fuente de luz	20
3.1.1 Emisión espontánea	21

3.1.2	Dispositivos comerciales	22
3.2	Diseño de la fuente de luz.....	23
3.2.1	Control de dosis.....	23
3.2.2	Matriz de LEDs-Cabezal	25
3.2.2.1	Configuración de la matriz.....	26
3.2.3	Electrónica general	30
3.2.3.1	Diseño final del dispositivo.....	30
4	Diseño, realización y caracterización de la fuente de luz.....	32
4.1	Nuevas fuentes de luz	32
4.2	Programación	37
4.2.1	Interfaz.....	38
4.2.2	Microcontrolador.....	40
4.2.3	Pseudocódigo	41
4.2.4	Diseño de PCB	41
4.3	Caracterización de las fuentes.....	43
4.3.1	Justificación del patrón de emisión del Enfis UNO	47
5	Conclusiones	51
5.1	Trabajo futuro.....	51
	Referencias	53

Índice de figuras

2.1	Fundamento biológico.....	4
2.2	Espectro electromagnético.....	5
2.3	Absorción de los cromóforos en función de la longitud de onda.....	6
2.4	Penetración en el tejido en función de la longitud de onda.	7
2.5	Respuesta de dosis bifásica.....	8
2.6	Estado del arte.....	15
2.7	LightForce Pro.	16
2.8	LCT-1000™.....	16
2.9	Summit Laser System Series.	16
2.10	Thor Laser Pro.	17
2.11	MR5 Activ Pro.....	17
2.12	NovoTHOR.....	18
2.13	ARRC LED.....	18
2.14	JOOVV.....	18
2.15	LED de uso doméstico.....	19
3.1	Anchura espectral.....	21
3.2	Diagrama de energía.....	21
3.3	LED rojo.....	22
3.4	LED infrarrojo.....	22
3.5	Esquema básico LED.....	24
3.6	Recta de carga.....	24
3.7	Relación potencia óptica-intensidad.....	25
3.8	Configuraciones matrices de LEDs.....	27
3.9	Relación P-I LED rojo.....	27
3.10	Patrón de radiación.....	28
3.11	Control en función del patrón de radiación.....	29
3.12	Diseño placa circuito impreso.....	29

3.13	Diseño electrónico general.....	30
3.14	Diseño del dispositivo.	31
4.1	M850L3-C1 espectro.....	32
4.2	M850L3-C1.....	33
4.3	Modo modulación del driver.....	33
4.4	Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm.	34
4.5	Soporte de LEDs.	34
4.6	Soporte intermedio.	35
4.7	Tapa superior.....	35
4.8	Tapas inferiores con distintos diámetros.	36
4.9	Tapa inferior para lente.....	37
4.10	Diseño del dispositivo Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm.....	37
4.11	Interfaz Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm.	38
4.12	Interfaz infrarrojo.	39
4.13	ESPWROOM32.	40
4.14	Esquemático conexión ESP32 driver.	42
4.15	Diseño de PCB.....	42
4.16	Caracterización Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm.	43
4.17	Medidas potencia vs posición a 1 cm.	45
4.18	Medidas potencia vs posición a 2 cm.	45
4.19	Medidas potencia vs posición a 4.5 cm.	45
4.20	Potencia vs Posición a 2cm con lente.....	46
4.21	Potencia vs Posición a 2cm sin lente.....	46
4.22	Patrón de emisión en función de la distancia.....	48
4.23	Detector de infrarrojo.	48
4.24	Caja con PCB, ESP32 y pulsadores.	49
4.25	Comprobación señal de modulación.	49
4.26	Sistema completo final para el control de la dosis.	50

Índice de tablas

2.1	Dosis de experimentos en curación de tendones.	11
2.2	Dosis de experimentos en daño muscular y recuperación.	12
2.3	Dosis de experimentos en mejora de la actuación.	14
3.1	Dispositivos comerciales.	23
3.2	Características LED rojo.....	23
3.3	Características LED infrarrojo.	23
3.4	Potencia LED rojo.	26
3.5	Potencia LED infrarrojo.	26
3.6	Ángulo de visión LED rojo.....	28

Acrónimos

ATP	Adenosine Triphosphate
CCO	Cytochrome C Oxidase
CK	Creatine Kinase
CW	Continuous Wave
DAC	Digital to Analog Converter
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LED	Light-Emitting Diode
LLLT	Low-Level Light Therapy
NA	Numerical Aperture
NIR	Near-Infrared Radiation
NO	Nitric Oxide
PC	Personal Computer
PCB	Printed Circuit Board
PW	Pulsed Wave
ROS	Reactive Oxygen Species
TGF-β1	Transforming Growth Factor Beta 1
TNF-α	Tumor Necrosis Factor Alpha
USB	Universal Serial Bus
UV	Ultraviolet Radiation

Capítulo 1

Introducción

La fotónica es uno de los motores de la innovación tecnológica y la mejora de las condiciones de vida para la sociedad del siglo XXI. Nada viaja tan rápido como la luz y esta propiedad es fundamental para diseñar sistemas de transmisión y comunicación eficientes. En armoniosa complementariedad con la electrónica, es considerada por la Unión Europea como una de las tecnologías futuras clave dentro del rol económico mundial.

Su capacidad para potenciar factores novedosos y ofrecer soluciones a retos sociales hace que sea práctica en muchas aplicaciones. Entre ellas, destaca su utilidad en entornos médicos para técnicas de diagnóstico y curación.

El siguiente trabajo se centra en dicha cuestión, es decir, en estudiar una de las técnicas con más futuro en líneas de investigación biomédica como es la terapia de luz de baja intensidad (LLLT). Empleada en salud y medicina, se basa en efectuar fotobiomodulaciones que inducen mejoras de prestaciones en músculos claves de cada deporte específico y en su resiliencia.

1.1 Objetivos

Pese a que científicos e ingenieros están llevando a cabo investigaciones en terapias basadas en la fotobiomodulación, aún es necesario realizar contribuciones en este campo. Dicho concepto se basa en la interacción de la luz producida por una fuente, como puede ser un LED, con los átomos y moléculas de las células, de tal forma que se produce un cambio biológico que puede ser aprovechado de manera positiva.

Sin embargo, la luz absorbida por el cuerpo humano y los sucesivos procesos metabólicos que desencadena están todavía por clarificar. Por esta razón, el objetivo principal del documento será entender el funcionamiento de LLLT, para así poder elaborar un sistema de iluminación.

En base a la motivación que supone generar conocimiento en el campo de la salud, y con la posibilidad de plasmar dicho conocimiento a través de un trabajo práctico, cuyos resultados sean satisfactorios, se estudiarán los parámetros asociados a la terapia de luz de baja intensidad, en tanto en cuando poder decidir de manera óptima cuales son los convenientes para tres aplicaciones y así, empezar un estudio de diseño e implementación para conseguir un dispositivo final a utilizar.

1.2 Estructura

Una vez se ha introducido la terapia de luz de baja intensidad, y presentados los conceptos pertinentes junto a la motivación que contextualiza este trabajo, el documento seguirá la estructura detallada a continuación. El capítulo 2 abordará de manera más profunda el conocimiento de la técnica en el cuerpo, sus parámetros relacionados y concebidos para tres aplicaciones, y el mercado actual. En el capítulo 3 se elegirán los dispositivos comerciales para poder realizar el diseño de nuestra fuente de luz. El capítulo 4 contiene la implementación práctica de los dispositivos y su caracterización. Por último, en el capítulo 5 se expondrán las conclusiones sacadas en el proyecto y como mejorarlo de cara al futuro.

Capítulo 2

LLLT deporte-conceptos generales

En este primer bloque del trabajo se abordarán las bases teóricas sobre la terapia de luz de baja intensidad, adquiriendo los conocimientos básicos sobre la fotobiomodulación, y cómo los efectos de LLLT a nivel celular conllevan posibles mejoras en el rendimiento deportivo. Entendido el comportamiento biológico del cuerpo humano con la luz, se estudiará el segundo elemento que interviene en la terapia, es decir, las fuentes. El parámetro principal de la fuente de luz es la longitud de onda, sobre la que se establecerán los dos rangos comúnmente utilizados para la activación de la terapia.

Conocido el funcionamiento y las longitudes de onda en LLLT [1], se ha decidido actuar sobre tres tipos de lesiones muy habituales en la práctica deportiva, identificando y acotando los parámetros fotónicos y sus rangos de valores en base a los reportados en las publicaciones más significativas. Por último, se ha analizado el estado del arte sobre los sistemas de iluminación y las tecnologías más actuales para LLLT en base tanto a los artículos científicos como a los sistemas comerciales existentes.

2.1 Fundamento biológico

Los flujos fotónicos son absorbidos mediante un aceptor, creándose el efecto fotoquímico. Este proceso ocurre principalmente en las mitocondrias, orgánulo en el que se encuentra la proteína citocromo c oxidasa (CCO). Esta última, actúa como un fotoaceptor o cromóforo, considerándose una de las responsables importantes de LLLT y su inicio. Tras la absorción del fotón por el cromóforo, el electrón de este situado en una banda de energía se excita debido a la propia cantidad de energía suministrada por el fotón, de tal forma que pasa a una banda superior, provocando que estos saltos de excitación den lugar a cambios fisiológicos que pueden ser conocidos a través de sus reacciones químicas en segundo plano.

Este suceso mitocondrial supone un rol importante, ya que, la transferencia de electrones como un proceso de oxidación hace que se libere energía, aprovechándose para un aumento de trifosfato de adenosina (ATP). Esta molécula facilita la transferencia de energía a nivel celular y su incremento debido a la estimulación del citocromo c oxidasa motivada por la interacción de la luz puede mejorar el rendimiento muscular.

Por su parte, en las mitocondrias también se puede producir una elevada concentración de óxido nítrico (NO) causado por la existencia de un efecto lesivo en las células. El resultado es un impedimento de la respiración celular al apartar el oxígeno del citocromo c oxidasa, lo que conlleva una excesiva producción de especies reactivas de oxígeno (ROS).

Las ROS son moléculas que tienen una tarea importante en la regulación del ciclo celular, la activación de enzimas y la síntesis de ácidos nucleicos y proteínas como colágeno, ya que, a su vez, activan los factores de transcripción que desencadenan efectos de proliferación o migración.

Sin embargo, LLLT podría ser útil para disociar este NO, haciendo que el oxígeno retorne al cromóforo, reparando la respiración celular y provocando un aumento en la síntesis de ATP, lo que podría llevar a una mejora física del individuo [2].

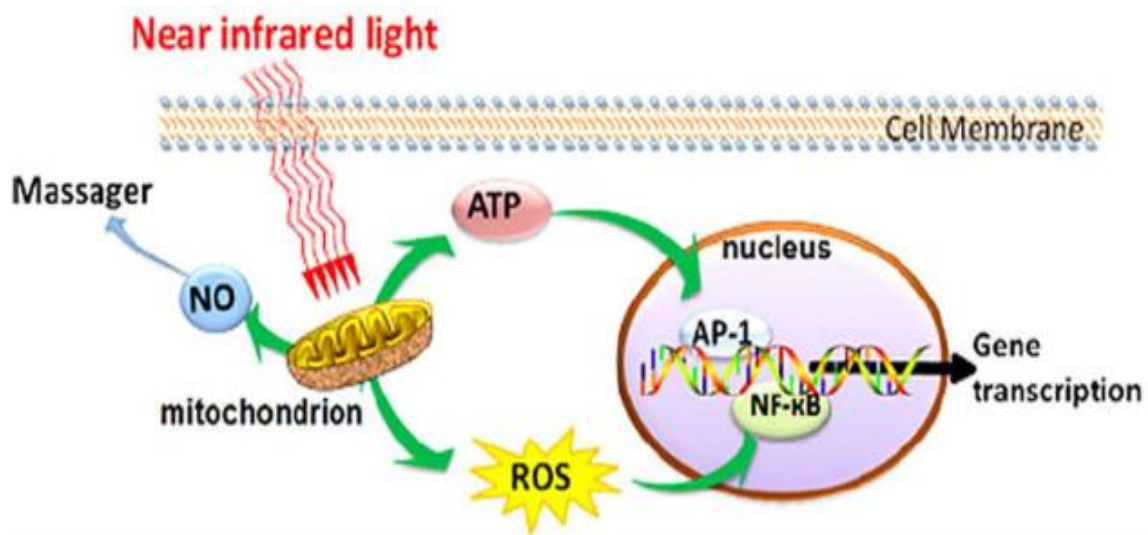


Figura 2.1. Fundamento biológico.

2.2 Longitud de onda

Cada uno de los distintos cromóforos posee un nivel de absorción en función de la longitud de onda. Dicho parámetro es esencial para conseguir efectos beneficiosos en los distintos tratamientos sobre los que se puede utilizar la terapia de LLLT. Aunque no existe una longitud de onda concreta que pueda considerarse como la más efectiva, existen dos rangos correspondientes al rojo e infrarrojo cercano (600 nm a 1100 nm) que tienen las mejores propiedades [3]. Esto se debe a que dichos rangos caen en lo que se conoce como ventana terapéutica, una franja del espectro electromagnético en la que los principales cromóforos de los tejidos, como son la melanina, hemoglobina, agua y CCO, presentan una baja absorción, de tal forma que se consigue una penetración más eficiente.

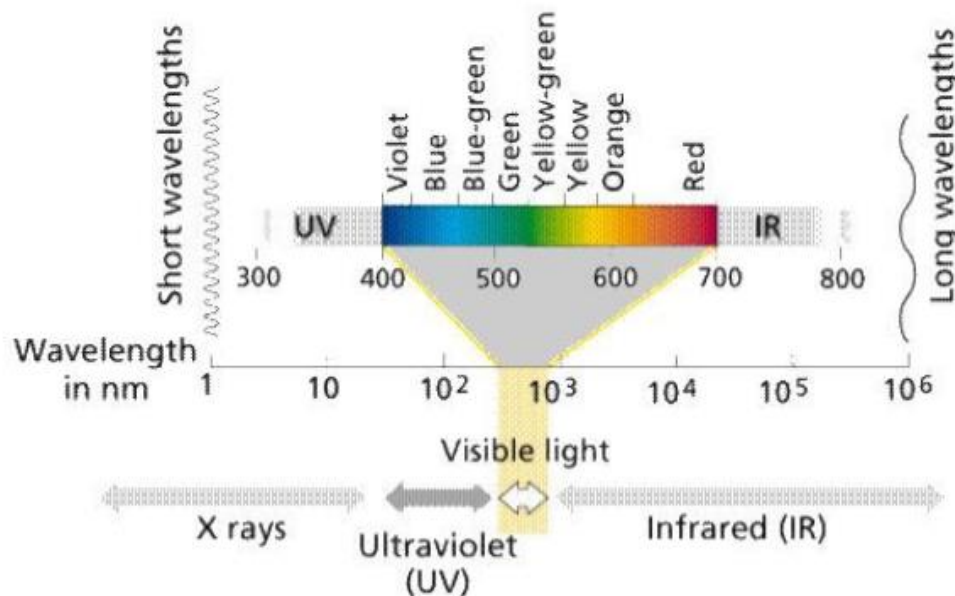


Figura 2.2. Espectro electromagnético.

El objetivo principal es buscar un compromiso entre la profundidad de penetración y los efectos celulares, de manera que ambos se maximicen para conseguir un tratamiento específico idóneo. A partir de esta cuestión aparecen los dos rangos de longitud de onda mencionados anteriormente.

- Rojo (600nm-660nm) → se caracteriza por la absorción predominante de la melanina y la existencia de un pico de absorción secundario del citocromo c oxidasa.

- Infrarrojo cercano (800nm-860nm) → presenta mejores prestaciones a nivel de profundidad de penetración, ya que, ésta es directamente proporcional a la longitud de onda, permitiendo superar el límite mínimo en términos de dosis para conseguir un beneficio terapéutico en tejidos de mayor profundidad, o el músculo situado debajo. Además, en torno a los 810nm, se encuentra un pico de absorción del citocromo c oxidasa, motivos por los cuales este valor es el utilizado mayormente en los distintos experimentos realizados hasta el momento.

Cellular Targets in Red and Near Infrared (NIR) Wavelengths

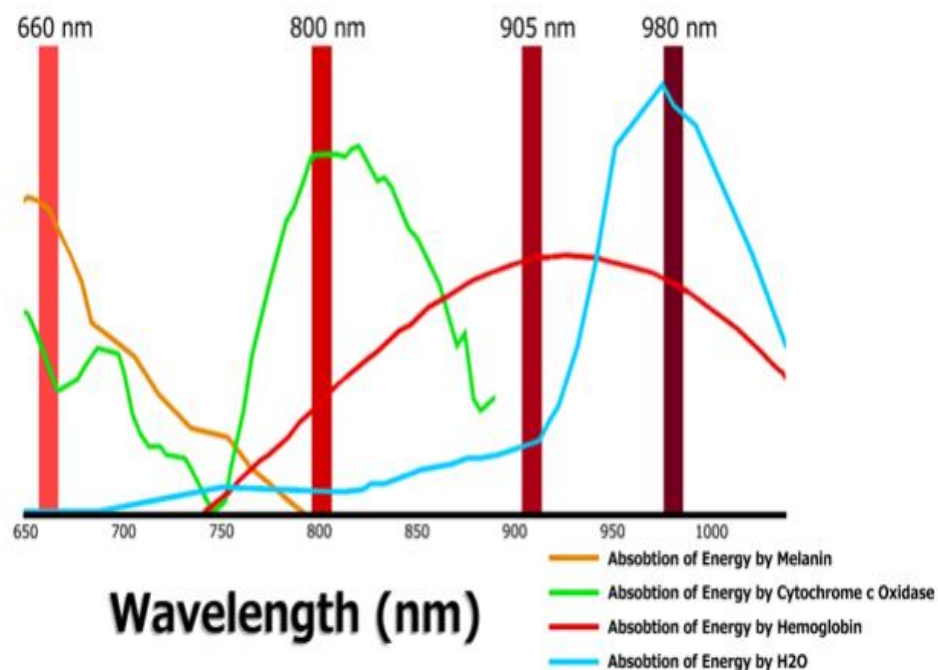


Figura 2.3. Absorción de los cromóforos en función de la longitud de onda.

2.2.1 Profundidad de penetración

En relación con la longitud de onda, surge la necesidad de saber la profundidad de penetración (α) de la luz en el cuerpo humano para realizar tratamientos. Esta se puede definir como la profundidad donde la potencia de la luz que estaba en la superficie es reducida en un factor $1/e$. La ecuación correspondiente es:

$$Potencia (l = \alpha) = Potencia (l = 0) * \frac{1}{e}$$

En la Figura 4 se puede observar las diferentes profundidades de penetración desde el UV hasta el NIR, de tal forma que la luz roja se utiliza para tratar el tejido superficial, mientras que la luz infrarroja es utilizada en tratamientos donde sea necesario una mayor profundidad. Además, la diferencia entre la potencia superficial y la existente a la profundidad de penetración servirá para saber cuánta potencia es absorbida por el tejido.

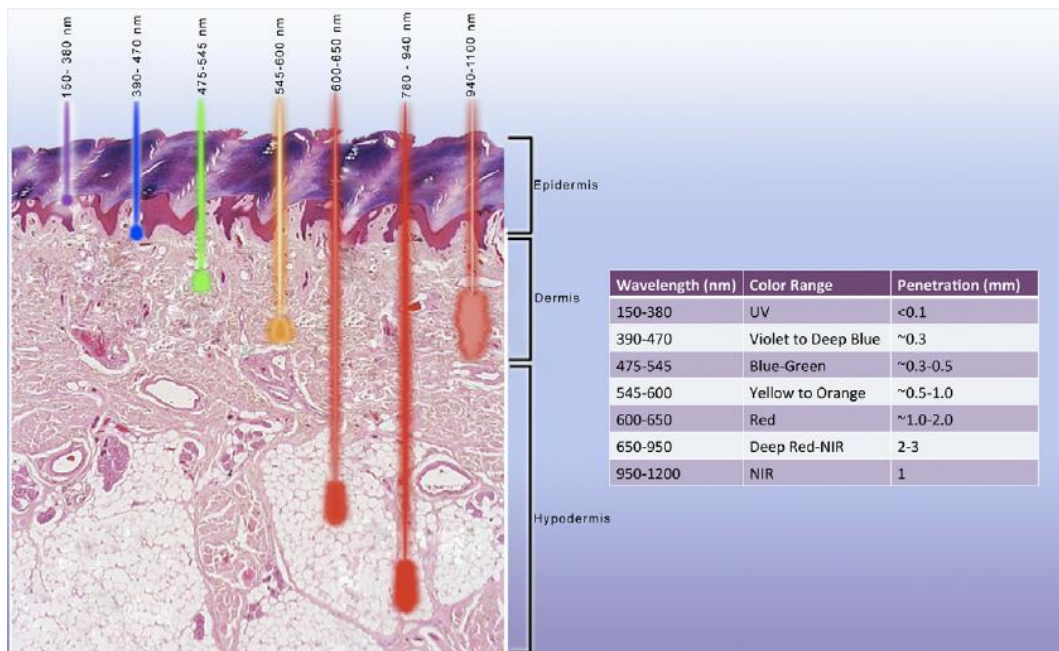


Figura 2.4. Penetración en el tejido en función de la longitud de onda.

A su vez, a través de la fórmula de Beer-Lambert se puede saber cuál es la potencia que se tiene en un punto determinado (x) del tejido.

$$Potencia (l = x) = Potencia (l = 0) * e^{-\frac{x}{\alpha}},$$

todo ello asumiendo que la pérdida es una exponencial decreciente constante correspondiente a un tejido homogéneo.

2.3 Dosis

Sumado a la longitud de onda, existen diversos parámetros esenciales a la hora de aplicar un tratamiento de LLLT, como pueden ser la irradiancia, el tiempo de exposición o los parámetros del pulso. La elección de estos de forma optimizada para cada una de las diferentes situaciones específicas es una tarea de investigación por finalizar, puesto que no existe una idea clara debido a la necesidad de individualizar para cada paciente según sus características.

A la hora de elegir la potencia o energía en el área de tratamiento, se debe tener en cuenta la ley de reciprocidad y su posible no cumplimiento. La relación entre ambas sigue la siguiente ecuación:

$$\text{Energía (J)} = \text{Potencia (W)} * \text{Tiempo (s)},$$

sin embargo, existe la necesidad de saber al menos dos de estos parámetros, ya que, se ha demostrado que puede no haber reciprocidad entre ellos, produciéndose resultados biológicos distintos. Por tanto, aumentar el tiempo de exposición o la irradiancia en un tratamiento con el fin de conseguir una dosis de fluencia concreta, puede ser perjudicial.

2.3.1 Respuesta de dosis bifásica

Otro concepto importante a la hora de elegir unos parámetros óptimos es la respuesta de dosis bifásica [4]. Se trata de una relación entre irradiancia y tiempo de exposición que busca alcanzar el efecto terapéutico requerido. La combinación de ambos presenta un límite inferior, en el que LLLT no es efectivo y la cantidad de fotones para alcanzar el tejido es insuficiente; no obstante, aplicando una mayor dosis se puede superar este límite hasta alcanzar un pico máximo en la estimulación. A partir de este punto, un aumento de energía provocaría una respuesta negativa pasando a efectos inhibitorios.

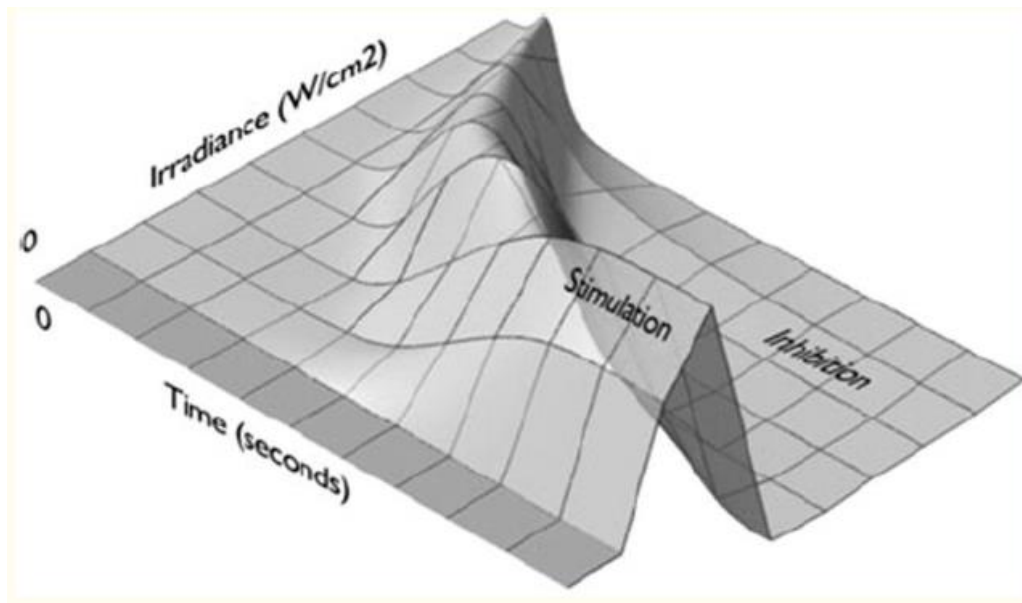


Figura 2.5. Respuesta de dosis bifásica.

En el apartado 2.4, la dosis se acotará de una manera más específica en función de la aplicación que vayamos a realizar.

2.3.2 Pulsado vs continuo

Las características de la fuente de luz, en relación con la emisión del haz de forma continua o pulsada, puede aportar ventajas en su utilización. Es evidente que la incorporación de una onda pulsada lleva consigo la adjudicación de diferentes parámetros como son el ancho de pulso (τ), que corresponde al intervalo de tiempo que está encendida, la frecuencia de pulso que indica el número de pulsos por segundo, y la cual puede darse a través del periodo de repetición de pulsos, el ciclo de trabajo que surge de la multiplicación de los dos anteriores y mide el porcentaje que la fuente de luz está encendida o apagada, y las potencias pico y promedio, siendo esta última:

$$\text{Potencia promedio} = \text{Potencia pico} * \tau * f$$

Sin embargo, no hay un consenso definido entre los parámetros de pulso y su relación con las distintas enfermedades que se puede tratar con la terapia LLLT; motivo por el cual, la luz CW es el estándar utilizado para la mayoría de las aplicaciones. No obstante, pese a la inexistencia de patrones útiles, se han producido investigaciones que observan efectos positivos en la pulsación [5]. Existen ciertos umbrales mínimos de irradiancia para producir un efecto terapéutico, por lo que, para una misma potencia promedio, las fuentes de luz PW, podría tener una mayor potencia máxima y penetrar más profundamente. Sin embargo, cabe destacar que esa potencia máxima solo es adquirida durante un porcentaje de tiempo, en relación con el ciclo de trabajo, por lo que, en términos de fluencia, podría ser una penetración ineficiente según lo visto en el concepto de la respuesta de dosis bifásica.

Este posible beneficio se puede relacionar también como una forma de minimizar el efecto del calentamiento del tejido. La existencia de un tiempo de apagado del pulso posibilita un mayor uso seguro de irradiancias pico altas frente a CW, evitando así posibles daños térmicos y mejorando la penetración. Por último, la interacción de la luz puede producir un incremento de ATP como se explicó en el apartado 2.1, por tanto, el encendido y apagado de las fuentes de luz pulsadas, puede producir dicho efecto en múltiples ocasiones.

Además, estas ventajas no solo pueden darse en pulsación correspondiente a una onda cuadrada, sino que la modulación con un seno a una determinada frecuencia puede afectar de la misma manera. A partir de ahí, aparecen frecuencias positivas para el cuerpo humano y su posible utilización en LLLT, sobre las que más adelante se llevarán a cabo su práctica.

2.4 Aplicaciones

Aunque no existen unas pautas definidas para los distintos tratamientos que cubre la terapia de LLLT en relación con la dosis óptima, se trata de un área de investigación sobre la que se han realizado numerosos estudios clínicos que demuestran resultados satisfactorios.

Entre las distintas aplicaciones se encuentran algunas como la odontología, veterinaria, el bienestar estético sobre piel o cabello, mejoras en el sistema cardiovascular o respiratorio, su posible utilización quirúrgica o incluso la neurología.

Por su parte, LLLT es una técnica que puede producir varios efectos beneficiosos en el rendimiento deportivo. Entre ellos se pueden encontrar la reducción de la inflamación, mejora de la actuación, cicatrización de heridas, prevención del daño muscular o una mejor recuperación.

A continuación, se van a mostrar tres tipos de lesiones concretas que son comunes en el ámbito deportivo, especialmente en el fútbol, y sus dosis óptimas de actuación.

2.4.1 Curación de tendones

Los tendones son un tejido conectivo fibroso que une los músculos a los huesos. Dicho tejido se compone de fibras de colágeno que actúan como un amortiguador de las fuerzas musculares que se transmiten a los huesos, de tal forma que se pueda producir el movimiento de estos. Mayoritariamente, los tendones presentan colágeno de tipo I, ya que, su agrupación geométrica proporciona al organismo una gran elasticidad y solidez frente a la tracción, posibilitando soportar las fuerzas mecánicas debidas a contracciones musculares. Además, asociado a este tipo de colágeno, aparece el colágeno tipo III, con el fin de realizar tareas de sujeción.

Sin embargo, una de las lesiones comunes entre deportistas de élite son las tendinopatías, patología por la que un tendón está dolorido o sufre una inflamación. Con motivo de ese proceso inflamatorio, se puede impedir la producción de colágeno de tipo I, y aparecen citoquinas proinflamatorias que pueden debilitar los tendones e incrementar las posibilidades de ruptura.

A continuación, se muestra una tabla con las dosis de investigaciones sobre LLLT que han mostrado resultados positivos en relación con la curación de tendones [6] [7] [8], ya sea por un aumento de citoquinas antiinflamatorias, o reducción de estas mismas, pero con efecto proinflamatorio.

Más concretamente, se han observado incrementos del factor de crecimiento transformante beta 1 (TGF- β 1), citoquina antiinflamatoria encargada de la síntesis de colágeno en situaciones de inflamación, o la reducción del factor de necrosis tumoral alfa (TNF- α), encargado de iniciar la reacción inflamatoria. Además, se han mostrado un aumento en los tipos de colágeno, y por tanto unas mejores propiedades a nivel de ruptura.

Tabla 2.1. *Dosis de experimentos en curación de tendones.*

λ (nm)	P (mW)	T (s)	E (J)	Área (cm ²)	I(W/cm ²)	F(J/cm ²)
830	80	14	1.12	0.028	2.85	40
830	50	120	6	0.028	1.78	214.28
830	60/80	14/10.5	0.84	0.028	2.14/2.85	30
830	30	33	1	1	0.03	1
830	-	-	-	-	-	3/10
830	10	20	0.2	0.028	0.35	7
830	40	3	0.12	0.028	1.4	4
830	40	16	0.64	0.116	0.34	5.51
830	40	-	-	-	-	4
830	40	-	-	-	-	4
830	40	16	0.64	0.16	0.25	4
660	100	60	6	0.028	3.57	214.28
660	10/40	10	0.1/0.4	0.04	0.25/1	2.5/10
660	50	60	3	0.02	2.5	150
660	10	20	0.2	0.028	0.35	7
660	8.8	50	0.44	0.13	0.07	3.4
660	100	30	3	0.028	3.57	107.14
660	50	-	-	-	-	2/2.5
660	25	80	2	1	0.025	2
810	100	10/30	1/3	0.028	3.57	35.7/107
810	-	-	-	-	-	5.85
810	100	30	3	0.028	3.57	107.14
810	100	10/30	1/3	0.028	3.57	35.7/107
810	100	30	3	1	0.1	3
810	100	30	3	-	-	-
808	50	42	2.1	-	-	-

2.4.2 Daño muscular y recuperación

Una de las consecuencias físicas que ocurren tras una actividad deportiva es la aparición de daños musculares y agujetas. El objetivo de los atletas es reducir estos efectos para así tener mejores recuperaciones. LLLT puede disminuir dichas consecuencias en relación con los niveles de creatina quinasa o el lactato sérico.

Tabla 2.2. Dosis de experimentos en daño muscular y recuperación.

λ (nºfuentes) (nm)	P (mW)	T (s)	E (J)	Área(cm ²)	I(W/cm ²)	F(J/cm ²)
850(50)	50	15	0.75	0.2	0.25	3.75
850(35)/ 660(34)	30/10	30	0.9/0.3	0.2	0.15/0.05	4.5/1.5
850(50)	100	15	1.5	0.2	0.5	7.5
850(35)/ 660(34)	30/10	30	0.9/0.3	0.2	0.15/0.05	4.5/1.5
850(35)/ 660(34)	30/10	30	0.9/0.3	0.2	0.15/0.05	4.5/1.5
850(48)/ 660(56)	30/10	30	0.9/0.3	0.2	0.15/0.05	4.5/1.5
850(25)/ 630(25)	130/80	40/60	5.2/3.2 7.8/4.8	0.7	0.185/0.114	7.42/4.56 11.13/6.84
660	100	40	4	0.03	3.33	133.33
660	50	20	1	0.028	1.78	35.71
660	50	100	5	0.0028	17.85	1785
830	50	100	5	0.0028	17.85	1785
830	100	50	5	0.0028	35.71	1785
830	100	40	4	0.028	3.57	142.8
830	100	40/30	4/3	0.0028	35.71	1428/1071
830(6)	60	10	0.6	0.0028	21.42	214.28
808	100	10	1	0.0028	35.71	357.14
808	30	47	1.41	0.00785	3.82	179.61
808	100	40	4	0.83	0.12	4.77
808	100	70	7	0.028	35.71	250
808	100	40	4	0.044	2.27	91
808	100	10	1	-	-	-
808	100	11	1.1	0.028	3.57	40
808	100	33	3.3	0.028	3.57	120
808	100	40	4	0.0314	3.18	127.39
810	100	30	3	0.028	3.57	107.14
810(5)	200	30	6	0.0364	5.495	164.85
810(5)	200	30	6	0.0364	5.495	164.85
810(5)	200	30	6	0.029	6.89	206.89
810(5)	200	50	10	0.0364	5.495	274.73

La creatina quinasa (CK) es una encima situada en los tejidos de los músculos, a los cuales proporciona energía, ya que, descompone la fosfocreatina que se utiliza como fuente energética de ATP en las células. Aunque sus niveles en sangre son bajos, se puede producir un incremento tras un daño o inflamación muscular, de tal forma que su concentración sirve como parámetro para indicar y detectar lesiones musculares.

Por su parte, el lactato sérico surge de la necesidad de dar oxígeno al músculo en situaciones de grandes esfuerzos donde la producción de este no es suficiente.

En la Tabla 2.2 se han mostrado experimentos comparativos entre un grupo de deportistas sobre los que se ha aplicado la terapia de luz de baja intensidad y un grupo de placebo, obteniendo una disminución de los marcadores de daño muscular y fatiga, es decir, la creatina quinasa y el lactato [9] [10] [11] [12].

2.4.3 Mejora de la actuación

A raíz de las recuperaciones, surge la posibilidad de conseguir un rendimiento óptimo antes y en mejores condiciones. La terapia LLLT se ha utilizado para aumentar este rendimiento muscular y conseguir una mejora de la actuación basada en un mayor número de repeticiones en determinados ejercicios, aumentos en la potencia, o en líneas generales, proporcionando una resistencia a la fatiga muscular.

En este sentido, se podría hablar de un factor esencial de la fotobiomodulación, sobre la que se beneficiará la medicina deportiva, pudiendo llegarse a considerar el dopaje por luz en un futuro cercano. Las recuperaciones tanto a nivel profesional como para los aficionados tras la realización de ejercicios intensos, y la mejora en los periodos de entrenamiento hace que las instituciones deportivas discutan sobre las ventajas de LLLT a través de la irradiación LED con el fin de mejorar el rendimiento deportivo.

A continuación, se muestran las dosis detalladas de diferentes estudios en los que se han observado mejoras en la actuación deportiva [13] [14] [15].

Tabla 2.3. Dosis de experimentos en mejora de la actuación.

λ (nºfuentes) (nm)	P (mW)	T (s)	E (J)	Área(cm ²)	I(W/cm ²)	F(J/cm ²)
810(5)	200	30	6	0.0364	5.495	164.85
810(5)	200	30	6	0.029	6.89	206.89
810(5)	200	30	6	0.0364	5.495	164.85
810	100	30	3	-	-	-
810(5)	200	50	10	0.0364	5.495	274.73
810	100	30	3	0.028	3.57	107.14
808	100	40	4	0.83	0.12	4.77
808	100	70	7	0.028	3.57	250
808(6)	60	10	0.6	0.0028	21.42	214.28
808	30	47	1.41	0.00785	3.82	179.61
808(6)	60	10	0.6	0.0028	21.42	214.28
808	100	70	7	0.00785	12.7	892
808	100	40	4	0.0028	35.71	1428
808	-	-	-	-	-	-
808	100	40	4	0.0314	3.18	127.39
808	10	70	7	-	-	-
830	100	50	5	0.0028	35.71	1785
830	800	-	-	-	-	50
830	50	60	3	0.028	1.78	107.14
830	50	100	5	0.0028	17.85	1785
850(50)	100	15	1.5	0.2	0.5	7.5
850(3)	100	1.05	0.105	0.012	8.33	8.75
850(7)	100	20	2	0.05	2	40
850(35)/ 660(34)	30/10	30	0.9/03	0.2	0.15/0.05	4.5/1.5
850(20)/ 660(20)	50/25	90	4.5/2.25	-	80	7.2
850(35)/ 660(34)	30/10	30	0.9/03	0.2	0.15/0.05	4.5/1.5
850(50)	50	15	0.75	0.2	0.25	3.75
850(2000)	100	-	-	-	-	108
850	50	30	1.5	-	-	-

2.5 Estado del arte

En la actualidad, la fotobiomodulación está abarcando un papel importante en el ámbito de la investigación, siendo más numerosas las inversiones en este campo con el objetivo de desarrollar dispositivos de terapia con luz. Se trata de un sector bastante específico donde todavía existen varias cuestiones por resolver, lo cual crea una necesidad de mejorar la eficiencia de las operaciones.

Especialmente, la terapia LLLT supone un desafío en términos de ensayos médicos, ya que estos deben ser lo suficientemente productivos y con un número de sujetos elevados que permita garantizar unos resultados efectivos. La adversidad principal para sacar conclusiones claras sobre LLLT se basa en el conocimiento incompleto de cuáles son los efectos que se producen en el cuerpo humano ante la luz; y en términos de dosis, encontrar las soluciones óptimas. Sin embargo, la variedad de experimentos que han demostrado resultados positivos en numerosas aplicaciones hace que el dinero invertido sea elevado y con buenas vistas a nivel de futuro.

A pesar de todo, ya existen algunos dispositivos que emplean terapias fotodinámicas en el mercado actual como solución médica.

La compañía LiteCure dispone del láser LightForce Pro que destaca por su uso a la longitud de onda de 980 nm. En la Figura 3 se puede observar cómo en este valor se obtiene la mayor correlación de la luz con el agua en el cuerpo y una baja absorción de hemoglobina, motivo por el cual se incrementa la circulación y el flujo sanguíneo. Esta mejora aporta nutrientes celulares extras, acelerando la regeneración tisular y, por tanto, también la curación natural, siendo una λ óptima para estimular el tejido a mayores profundidades de penetración.

Este dispositivo se utiliza para tratamientos musculoesqueléticos y puede ser utilizado en diferentes partes como tobillos, caderas o codo. Esta misma empresa destaca también por la fabricación del dispositivo médico con tecnología de láser avanzada LCT-1000™, el cual trabaja a 810 nm, y es utilizado para alivio del dolor e inflamación.



Figura 2.6. Estado del arte.



Figura 2.7. LightForce Pro.



Figura 2.8. LCT-1000™.

Por su parte, la compañía Aspen Laser es también líder en terapias con láser de alta intensidad para el alivio de dolor duradero. Como en el caso anterior, utiliza las longitudes de onda de 980nm y 810nm a través del dispositivo Summit Laser System Series.



Figura 2.9. Summit Laser System Series.

Una de las empresas más importantes y pioneras de LLLT es Thorlaser. Defensora de esta terapia de luz, destaca por tratamientos dentales, veterinarios y especialmente en temáticas deportivas que cubren cicatrización de heridas, alivio del dolor, relajación de músculos y articulaciones, aumentos en la circulación sanguínea o mejoras en el rendimiento, ayudando a alcanzar entrenamientos y niveles personales más efectivos. Dentro de sus equipos, se encuentran fuentes de luz láser que trabajan a 810 nm, o a 660 nm para tratamientos más superficiales, y clúster de LEDs que combinan 850 nm y 660 nm.



Figura 2.10. Thor Laser Pro.

Multi Radiance Medical también utiliza terapias fotodinámicas en medicina deportiva, proporcionando aplicaciones revolucionarias para el tratamiento del dolor y lesiones. Entre sus diversos productos, se puede encontrar el MR5 Activ Pro, que trabaja a múltiples longitudes de onda, en las que destacan 850 nm del infrarrojo y 660 nm del rojo.



Figura 2.11. MR5 Activ Pro.

En otra línea de fabricación, existe la posibilidad de utilizar la terapia de fotobiomodulación en todo el cuerpo, siendo una salida emergente en la medicina que puede afectar simultáneamente al bienestar, la estética y el rendimiento. De nuevo, la empresa Thorlaser ha realizado cientos de ensayos con el fin de afianzar estas técnicas, y dispone en el mercado el producto NovoTHOR que utiliza luz roja e infrarroja cercana.

Dado que los dispositivos mencionados emplean herramientas innovadoras cuya investigación está en proceso de resolución, el precio del NovoTHOR supera los 100000€, costando una sesión de tratamiento aproximada de 10 minutos en torno a los 50€.



Figura 2.12. NovoTHOR.

Otras empresas como ARRC LED o JOOVV destacan también por la comercialización de dispositivos basados en fotobiomodulación sobre todo el cuerpo, apoyando la teoría de que dicha técnica ayuda a la mejora de la energía mitocondrial, y cómo el aumento del ATP, que actúa de “combustible” de las células, envía una sucesión de actividades posteriores que pueden beneficiar a los sistemas del cuerpo, siempre y cuando, la fuente de luz trabaje en la longitud de onda correcta y se suministre la dosis óptima.



Figura 2.13. ARRC LED.

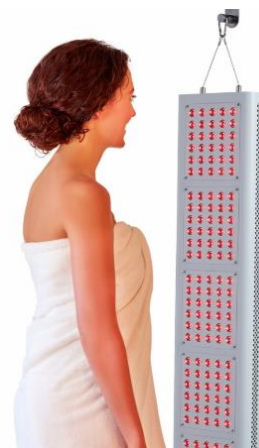


Figura 2.14. JOOVV.

Además, existe una importante comercialización de productos que utilizan dispositivos LED de uso doméstico con el fin de realizar tratamientos basados en fotobiomodulación. Sus precios son más baratos, y se trata de herramientas prácticas para aliviar dolores de partes concretas del cuerpo, teniendo una base científica menos aprobada que los casos anteriores.



Figura 2.15. LED de uso doméstico.

Capítulo 3

Diseño teórico del dispositivo

Conocido el estado del arte en cuanto a los dispositivos utilizados en la terapia de LLLT, surge la necesidad de elaborar fuentes de luz sofisticadas que permitan el avance de esta tecnología.

Con el estudio realizado de las longitudes de onda concretas utilizadas en tres lesiones específicas, se desarrollará la concepción y diseño de un sistema de iluminación, el cual generase patrones de luz mediante tecnología de estado sólido LED dentro de la ventana terapéutica y centrados en 660 nm y 830 nm, identificado los componentes comerciales tanto fotónicos como electrónicos y colaborando en las tareas de adquisición.

Dentro del diseño, se han concebido los cabezales y el propio dispositivo de iluminación, así como la electrónica general con el fin de controlar la dosis del tratamiento.

3.1 Elección de la fuente de luz

A partir de los diferentes experimentos en las tres técnicas seleccionadas, se observa que las longitudes de onda predominantes son 660 nm en el rojo, y 808 nm, 810 nm, 830 nm y 850 nm en el infrarrojo.

El primer objetivo será elegir las fuentes de luz que satisfagan nuestras necesidades en términos de dosis y longitud de onda.

Una de las principales diferencias entre los LEDs y los láseres es que estos últimos, se caracterizan por ser fuentes de luz monocromáticas, es decir que, pese a que siempre exista un cierto ancho de banda, trabajan a una sola frecuencia, y, por tanto, a una misma longitud de onda.

Sin embargo, la anchura espectral de los LEDs, la cual se puede definir como la diferencia en longitud de onda entre los dos puntos en los que la amplitud de la señal ha caído hasta un 50%, puede ser entre 20 nm y 40 nm, de tal forma que, si elegimos un LED con la longitud de onda pico a 830nm, se puede cubrir los valores predominantes del infrarrojo, por lo que se emite simultáneamente a la longitud de onda superior como 850 nm, e inferior hasta 810 nm.

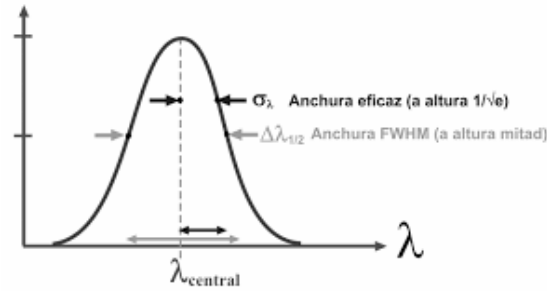


Figura 3.1. Anchura espectral.

3.1.1 Emisión espontánea

Un diodo LED está formado por un material semiconductor que a su vez consta de una unión P-N como estructura principal. Cuando se aplica un voltaje al LED, este se polariza en directa y los electrones correspondientes a la fuente comenzarán a avanzar. En este momento, un electrón situado en la parte N puede presentar la suficiente energía para poder cruzar la barrera de potencial formada en el punto de la unión, y por tanto se recombina con un hueco de la parte P.

A su vez, durante este proceso de recombinación, el electrón excitado situado en la banda de conducción pasa a un nivel de energía más bajo, correspondiente a la banda de valencia en la que están los huecos, motivo por el cual se produce una emisión espontánea, emitiéndose una parte de la energía en forma de calor, y también como un fotón a causa de ese exceso energético del electrón.

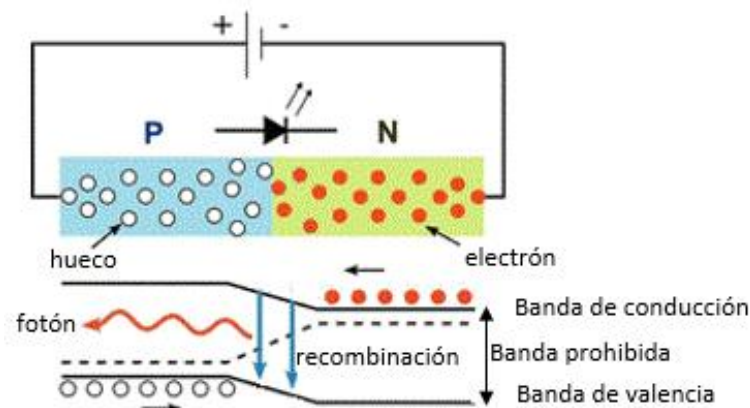


Figura 3.2. Diagrama de energía.

La longitud de onda del fotón, y por tanto su color, está relacionada con la anchura de la banda prohibida, que depende de la composición química de los materiales semiconductores del diodo.

$$E_g = h * f = \frac{h * c}{\lambda}$$

El diodo LED pueden ocupar un amplio rango del espectro electromagnético, incluyendo tanto el visible como el infrarrojo.

3.1.2 Dispositivos comerciales

Una de las principales ventajas de los LEDs es su precio. Pese a que la emisión en una banda de longitud de onda hace que sea más difícil apuntar a una lesión en un tejido a bastante profundidad del cuerpo, el conocimiento del tipo de lesión que se va a tratar puede permitir saber si la fuente de luz va a ser útil. En este caso, puede utilizarse la longitud de onda de 660 nm en el tobillo para mejorar la curación de tendones, y los 830 nm en el musculo isquiotibial, de tal forma que se pueda tratar con el daño muscular y la mejora de la actuación. Ambos casos se harían de manera superficial, sin necesidad de enfocar tejidos profundos y excesivamente concretos, por lo que se tienen efectos terapéuticos con una cantidad óptima de energía aplicada a la superficie, para la cual los LEDs son adecuados.

A su vez, tanto el área del tobillo como el isquiotibial son bastantes grandes, por lo que se podría afectar a los tejidos de ambas zonas con fuentes de luz LED, los cuales abaratarían el presupuesto de un proyecto, y motivo por el cual se utilizan ampliamente en las terapias de LLLT. Una vez elegidas las características óptimas de la fuente de luz, se han obtenido los dispositivos comerciales pertinentes a través de la empresa RS, donde se han encontrado los siguientes LEDs:

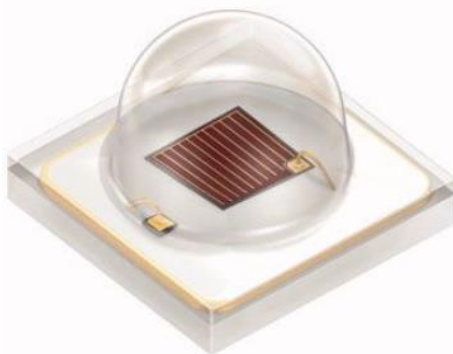


Figura 3.3. LED rojo.



Figura 3.4. LED infrarrojo.

Tabla 3.1. Dispositivos comerciales.

#	Fabricante	Serie	Referencia	Precio (€)
LED rojo	OSRAM Opto Semiconductors	OSLON SSL 80	GH CSSPM1.24-4T2U-1-0	2,96
LED infrarrojo	Vishay	VSMG2700	VSMG2700-GS08	0,776

En este caso, el LED rojo tiene una longitud de onda pico a 657nm y una anchura espectral de 22 nm. Por su parte, el LED VSMG2700-GS08 presenta una longitud de onda pico a 830nm con un ancho de banda espectral de 40nm, de tal forma que como se ha explicado anteriormente, satisfaga las necesidades concretas del tratamiento a seguir.

Tabla 3.2. Características LED rojo.

Parameter Bezeichnung	Symbol Symbol	Values Werte	Unit Einheit
Wavelength at peak emission Wellenlänge d. emittierten Lichtes (typ.)	λ_{peak}	660	nm
Centroid Wavelength Zentrumswellenlänge (min.)	λ_{centr}	646	nm
(typ.)	λ_{centr}	657	nm
(max.)	λ_{centr}	666	nm

Tabla 3.3. Características LED infrarrojo.

BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Peak wavelength	$I_F = 100\text{ mA}$	λ_p		830		nm
Spectral bandwidth	$I_F = 100\text{ mA}$	$\Delta\lambda$		40		nm

3.2. Diseño de la fuente de luz

Tras estudiar la terapia de luz de baja intensidad, sus efectos como consecuencia de la interacción con el tejido y las dosis óptimas de actuación, es necesario conformar una fuente de luz con un número de LEDs suficiente y con las características adecuadas para realizar un tratamiento efectivo en el tobillo e isquiotibial.

La idea general contempla elaborar una fuente de luz de una manera práctica y útil. La forma principal se va a construir con una impresora 3D, creando una especie de lápiz que presenta un cabezal formado por una matriz con los LEDs adquiridos, sobre los que se controlará la dosis de tratamiento a través de un ordenador.

3.2.1 Control de dosis

Los diodos LED emiten luz cuando están polarizados en directa permitiendo el paso de la corriente. Generalmente presentan una caída de voltaje directo en torno a 2V y una resistencia interna muy pequeña, por tanto, como será necesario conectarlos a una fuente de alimentación con el fin de alcanzar una determinada potencia óptica, se debe situar en serie al LED otra resistencia y así, parte de la tensión se quedará en dicha resistencia evitando que el LED exceda el nivel máximo de intensidad especificado en la ficha técnica. A continuación, se muestra un esquema del circuito básico:

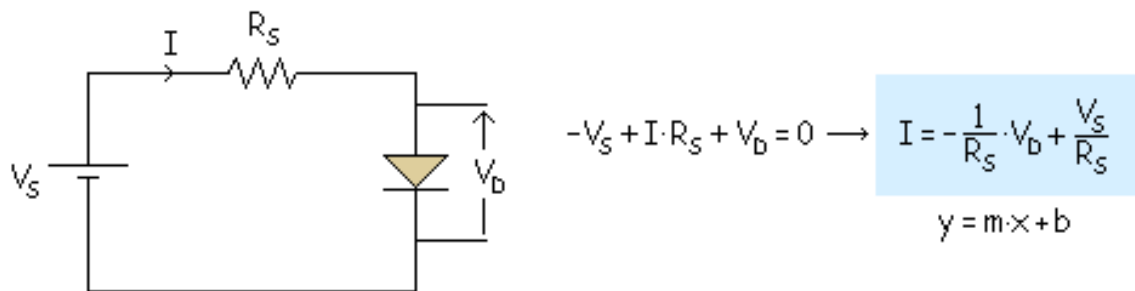


Figura 3.5. Esquema básico LED.

Despejando la intensidad se puede hallar lo que se conoce como recta de carga:

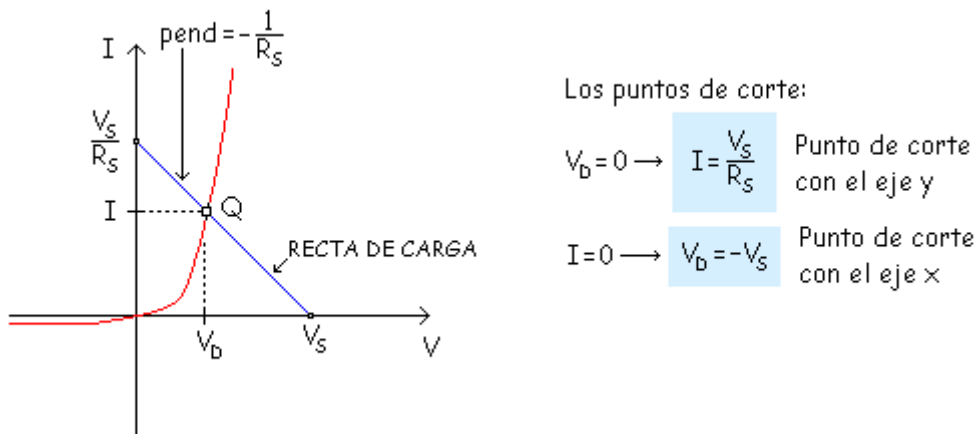


Figura 3.6. Recta de carga.

El objetivo es realizar un proceso en sentido contrario, es decir, partiendo desde la potencia óptica requerida para un tratamiento, se calcula la intensidad que circula por el diodo.

Como se puede observar en la Figura 21, modificando la tensión en la fuente de alimentación o la resistencia correspondiente al LED, la recta de carga se moverá, de tal forma que la intersección entre la recta de carga y la gráfica V-I del diodo, conocida como punto de trabajo, permitirá obtener esa intensidad necesaria.

A partir de este punto, la curva de emisión potencia óptica-corriente de un LED permite obtener el valor de dosis utilizado en este tratamiento.

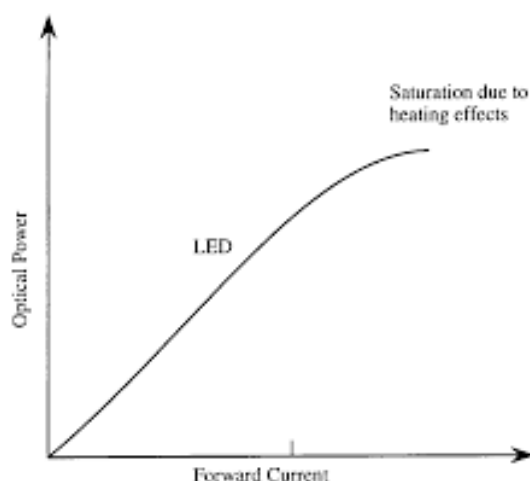


Figura 3.7. *Relación potencia óptica-intensidad.*

3.2.2 Matriz de LEDs-Cabezal

Una de las partes de este diseño teórico de la fuente de luz se caracteriza por presentar un cabezal con la matriz de LEDs comentada anteriormente. Su emisión y disposición otorga una idea del área en que se está realizando el tratamiento y, por tanto, el conocimiento de la dosis correcta.

El número de LEDs óptimo que debe presentar el cabezal dependerá de la irradiancia necesaria. Estudiados los valores comúnmente utilizados en tratamientos con LED, se puede estimar una fluencia aproximada entre $1\text{-}5\text{ J/cm}^2$, e irradiancias de $100\text{-}300\text{ mW/cm}^2$, por tanto, se puede calcular que son necesarios unos 200 mW de potencia por cada centímetro del array. Además, dado que se van a realizar tratamientos superficiales en áreas no muy específicas, se puede estimar un área de tratamiento en torno a 2.5 cm de lado, cuya forma rectangular o circular se abordará más adelante, pero, permite suponer que serán necesarias potencias de 1000 mW en el área de trabajo. De esta forma, se observan los datos de potencia de la ficha técnica de los LEDs:

Tabla 3.4. Potencia LED rojo.

Brightness Groups Helligkeitsgruppen		
Group Gruppe	Radiant Power ^{1) page 21} Strahlungsleistung ^{1) Seite 21} (min.) Φ_E [mW]	Radiant Power ^{1) page 21} Strahlungsleistung ^{1) Seite 21} (max.) Φ_E [mW]
3T	355	400
4T	400	450
1U	450	500
2U	500	560

Tabla 3.5. Potencia LED infrarrojo.

BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)						
Radiant power	$I_f = 100\text{ mA}$, $t_p = 20\text{ ms}$	ϕ_e		40		mW

Los LEDs de 660nm son de alta potencia, por lo que con una matriz de 2x2 se cubrirían los 1000mW aproximados, teniendo en cuenta que el diseño de la fuente de luz y los patrones de radiación podrían suponer una eficiencia del 50% en términos de potencia. Por su parte, los LEDs de 830nm trabajan a potencias de 40mW, siendo necesarios una matriz de 6x6 para cubrir los requisitos.

A modo de comprobación, el tratamiento infrarrojo supone un mayor número de LEDs, por lo que, incluido la necesidad de cumplir los requisitos de potencia, se debe tener en cuenta que el cabezal no tenga problemas en términos de tamaño. Cada uno de los LEDs tiene 3mm tanto de anchura como altura, por lo que la separación a la hora de soldar debería ser de 1mm para ocupar los 2.5cm estimados. Cabe destacar, la posibilidad de jugar con todos los datos, ya que, teniendo claro el conocimiento conceptual y requerido de dosis, pequeños cambios en el área de tratamiento, tiempo o potencia, puede ser solucionado modificando el parámetro relacionado para conseguir la fluencia necesaria.

3.2.2.1 Configuración de la matriz

Conocida la cantidad de LEDs que debería tener la matriz, se estudian las distintas configuraciones que podrían tener. Las dos formas principales serían una matriz rectangular o circular.

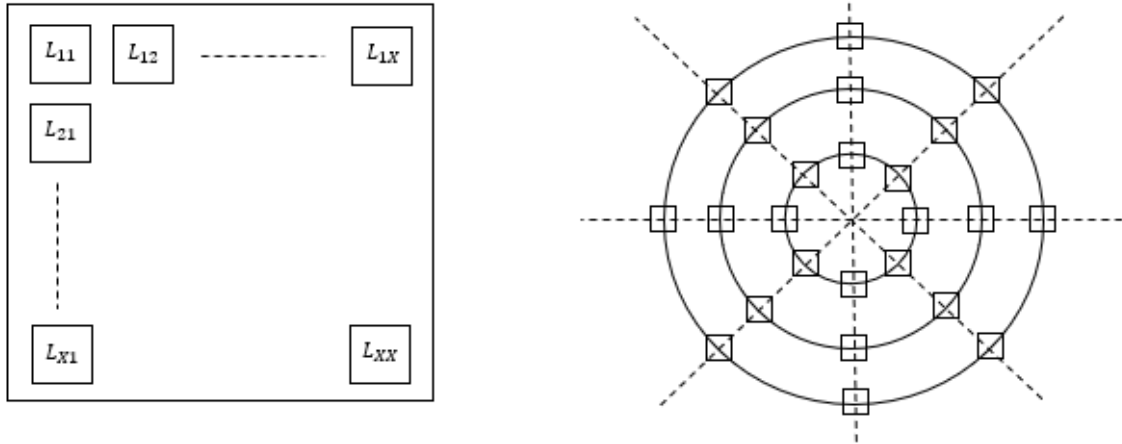


Figura 3.8. Configuraciones matrices de LEDs.

Dado que controlar cada LED de manera individual, supondría un aumento en la complejidad de la electrónica, una opción de diseño en la configuración rectangular es colocarlos en serie por cada fila o columna de la matriz, de tal forma que se coloque una resistencia para cada uno de ellos, reduciendo las salidas de control al número de filas del array.

Por su parte, en la configuración circular, se podría adoptar una solución similar, conectando en serie los LEDs correspondientes a cada uno de los anillos.

El siguiente paso será calcular el valor de cada una de las resistencias asociadas a cada fila o anillo de LEDs. A partir del cálculo de la potencia aproximada anteriormente, se puede saber la intensidad a través de la curva potencia óptica-intensidad de la ficha técnica de cada LED.

A modo de ejemplo, y suponiendo el LED rojo del grupo 4T que se muestra en la Figura 11, que trabaja a 425 mW de potencia y la aproximación de la matriz 2x2 con la potencia total de 1W, la relación de potencias

$$\frac{\phi_E}{\phi_E(350mA)} = \frac{425}{1000} = 0.425$$

De esta forma se conoce la intensidad que circula por la fila de LEDs, pudiendo aproximar el valor de la resistencia para una tensión dada a través de la Ley de Ohm.

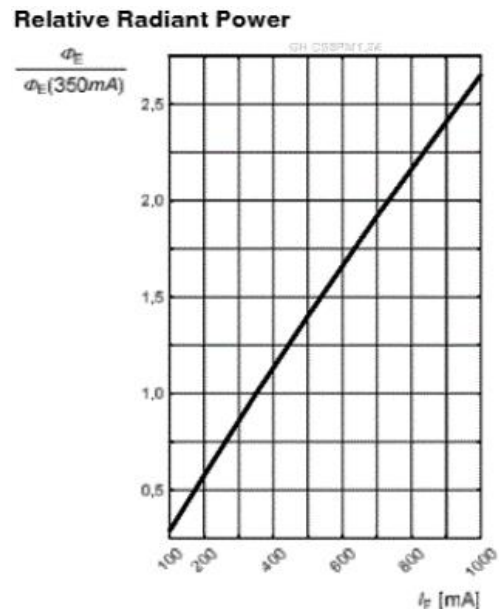


Figura 3.9. Relación P-I LED rojo.

La idea inicial de diseño del cálculo de las resistencias podría ser mejorada teniendo en cuenta el patrón de radiación de los LEDs.

En primera instancia, se ha mostrado el supuesto cálculo para hallar el valor de las resistencias de la misma manera para todo los LEDs, sin embargo, dicho patrón puede hacer que éstos deban emitir a diferente potencia.

Continuando el ejemplo del LED rojo, su ángulo de visión observado en la ficha técnica es de 80° , valor bastante directivo para un LED, puesto que suele situarse en torno a los 120° . Pese a ello, el patrón de radiación no es perfectamente uniforme, sino que presenta una cola que puede interferir en los LEDs de alrededor, de tal forma que la superposición de ambos puede necesitar esas diferencias de potencia.

Tabla 3.6. Ángulo de visión LED rojo.

Parameter Bezeichnung	Symbol Symbol	Values Werte	Unit Einheit
Viewing angle at 50 % I_V Abstrahlwinkel bei 50 % I_V	(typ.) 2ϕ	80	°

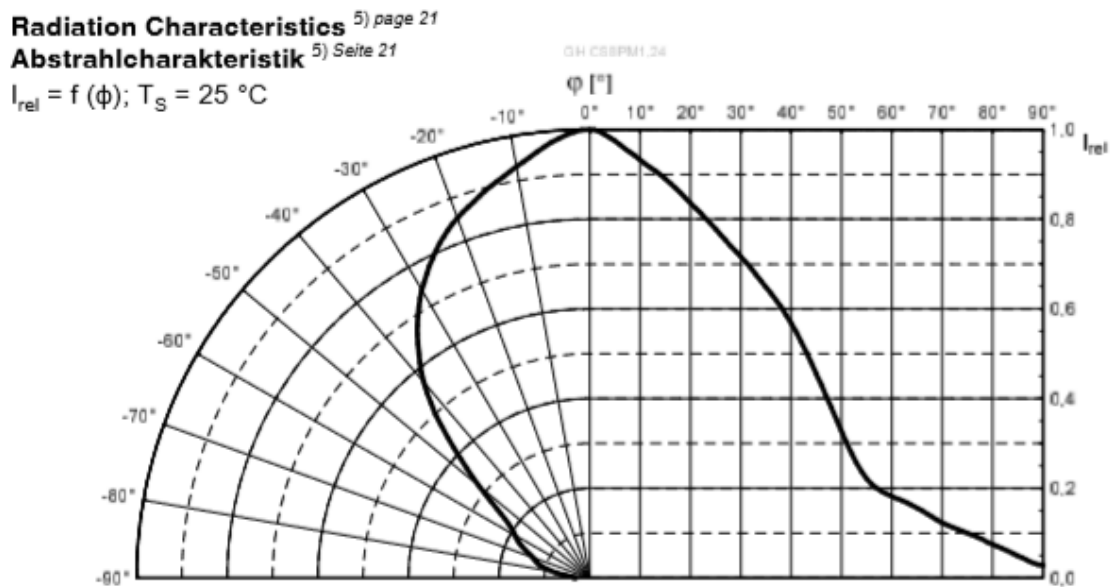


Figura 3.10. Patrón de radiación.

Para la topología rectangular, la interferencia de cada LED debida al patrón de radiación hace que a medida que se aleja del centro de la matriz, la potencia emitida sea menor.

De esta forma, la necesidad de controlar el array no sería por filas o columnas, sino que, con el objetivo de que la salida de emisión de luz sea aproximadamente constante, los LEDs se deberían controlar en función de su posición. Un ejemplo podría ser el siguiente:

5	4	3	4	5
4	2	1	2	4
3	1	0	1	3
4	2	1	2	4
5	4	3	4	5

Figura 3.11. Control en función del patrón de radiación.

Esta configuración hace que la electrónica se complique, ya que, las agrupaciones se corresponderían con los números de la Figura 26, perdiendo la ventaja establecer resistencias para cada fila del array. Sin embargo, la configuración circular, mantendría la misma característica que en el caso general, ya que, el patrón de los LEDs interferiría al anillo interior, manteniendo las mismas agrupaciones para cada resistencia, y facilitando la electrónica.

Una vez conocido el número de LEDs óptimos para el tratamiento correspondiente en función de la dosis, y establecida la configuración de la electrónica, se pasaría a la elaboración del circuito impreso. Con el objetivo de optimizar el diseño, este debería ser de doble cara, de tal forma que en un lado se encuentre el array de LED, y por otro las resistencias asociadas a este, concentrando y controlando la parte disipativa del dispositivo.

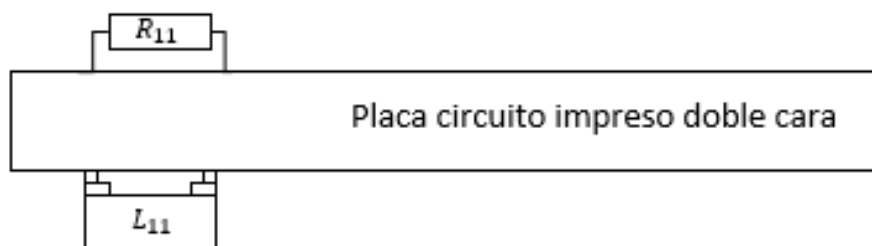


Figura 3.12. Diseño placa circuito impreso.

3.2.3 Electrónica general

Tras estudiar el diseño del cabezal, elegido el número y la topología de la matriz de LEDs, y estudiado las resistencias asociadas, se procede a desarrollar de forma teórica el diseño electrónico del sistema de iluminación para controlar la dosis.

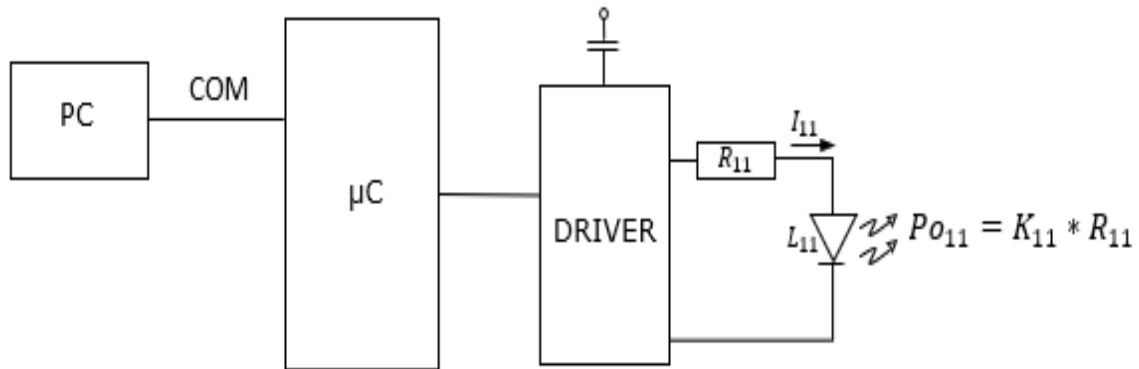


Figura 3.13. *Diseño electrónico general.*

A partir del ordenador utilizado como software de control, se entregan las dosis de tratamiento y se establece una comunicación con el microcontrolador, donde el circuito integrado programable ejecuta las órdenes dispuestas desde el PC. Dichas órdenes binarias son entendidas por el driver de tal manera que se generen distintas formas de onda con tensiones que darán lugar a la potencia del sistema de iluminación.

3.2.3.1 Diseño del dispositivo

Suponiendo que se ha fabricado el cabezal de LEDs, se pasaría al diseño del propio dispositivo. Una forma de lápiz sería una solución práctica, ya que, se facilitaría el tratamiento sobre la piel en las diferentes partes seleccionadas. El estrechamiento de la punta hace que ocupe menos espacio y su manejo sea más cómodo.

El mango de la fuente de luz se fabricaría con una impresora 3D, de tal manera que sea rojo mate por dentro y liso por fuera, consiguiendo unos requisitos estéticos óptimos.

Realizado ya el diseño de la placa del circuito impreso, y controlada la parte disipativa, solo falta encajarla en dos patillas, y elaborar una salida en la parte superior para los cables eléctricos de la matriz de LEDs, los cuales se conectaría a la electrónica general de la Figura 28, permitiendo realizar el control de fluencia del tratamiento, objetivo principal de diseño.

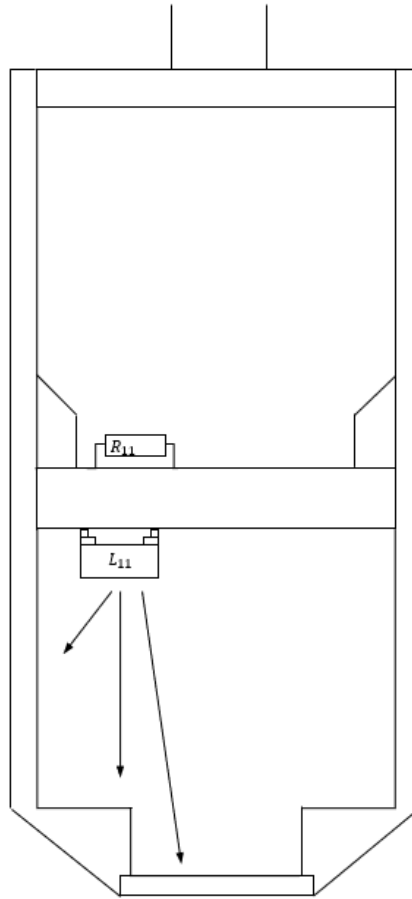


Figura 3.14. *Diseño del dispositivo.*

Capítulo 4

Diseño, realización y caracterización de la fuente de luz

Una vez desarrollado el diseño teórico del sistema de iluminación, se abordarían las tareas más prácticas relacionadas con la puesta en marcha de este mismo, así como su caracterización en el laboratorio.

Debido a problemas con el tiempo, ya que, el diseño de los cabezales supone un gran esfuerzo en relación con la implementación del montaje electrónico individual de cada LED, y la adquisición de dichas fuentes de luz se consiguió más tarde de lo previsto, se decide continuar con la misma idea del Capítulo 3, pero utilizando dos fuentes de luz adquiridas del propio laboratorio del GIF.

Esta última parte, se centrará en adecuar las condiciones de las nuevas fuentes al diseño de la electrónica general y del dispositivo estudiados anteriormente, y conseguir el control de la dosis, asegurando un tratamiento óptimo.

4.1 Nuevas fuentes de luz

En este caso, la longitud de onda utilizada correspondiente al infrarrojo será 850nm. Para ello, se usará el dispositivo M850L3-C1, cuyo espectro también consigue abarcar las longitudes de onda previstas anteriormente como óptimas.

Además, se utilizará el driver LEDD1B, el cual permitirá ajustar la potencia de emisión a partir de la intensidad y el consiguiente control de la dosis.

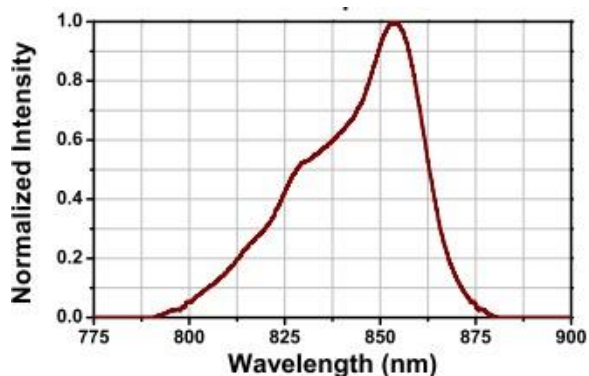


Figura 4.1. M850L3-C1 espectro.



Figura 4.2. M850L3-C1.

Cabe destacar que el driver, presenta tres modos de operación. Entre ellos se encuentra el continuo, en el que se suministra un valor constante, y el modo modulación. Como se ha explicado en el apartado 2.3.2, la modulación puede presentar ventajas a la hora de realizar un tratamiento. En este caso, a través de la ficha técnica, se puede observar que el rango de la frecuencia de modulación oscila entre los 0-5 kHz con forma sinusoidal y un rango de voltaje de entrada de 0-5V. Las frecuencias utilizadas serán entre 5-20 Hz, de tal manera que se trabaje a una de las frecuencias naturales del cuerpo humano, considerada ventajosa para éste. Además, el rango de corriente permite introducir intensidades hasta 1.2A, valor límite con el que se trabajará a la hora de realizar el tratamiento.



Figura 4.3. Modo modulación del driver.

Por su parte, en el rojo se utilizará el dispositivo Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm, el cual consta de un array de 5x5 LEDs trabajando a la longitud de onda de 630nm. Dicho sistema lleva incorporada toda la electrónica de control y un fuerte disipador por la parte trasera que posibilite trabajar a la potencia necesaria.

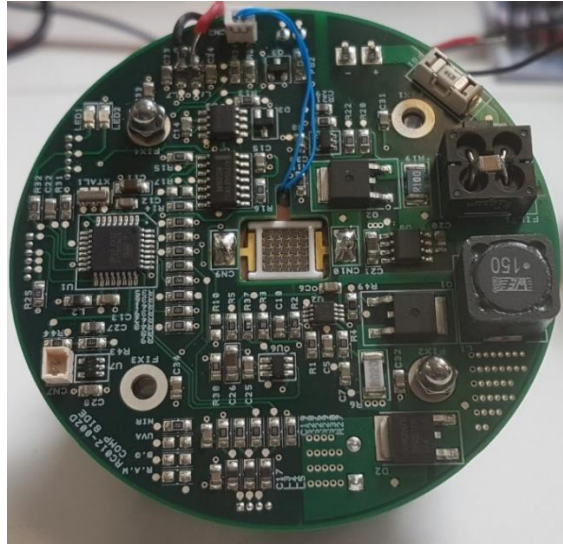


Figura 4.4. *Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm.*

Dado que esta fuente de luz se correspondería con el cabezal de LEDs, se realiza un diseño exhaustivo a través del programa Inventor, y así poder implementar con la impresora 3D, una carcasa con la forma de lápiz ajustada al tamaño del dispositivo, de manera que se configure el sistema de iluminación previsto.

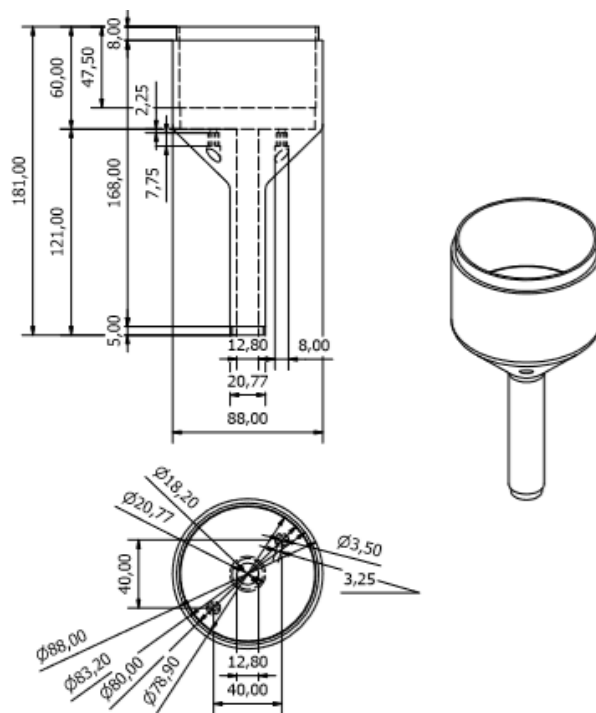


Figura 4.5. *Soporte de LEDs.*

Como el soporte de LEDs era demasiado fino y se necesitaba algo más de apoyo, se diseña el soporte intermedio que es en el que descansa el circuito, y el cual va encajado dentro del primero de estos.

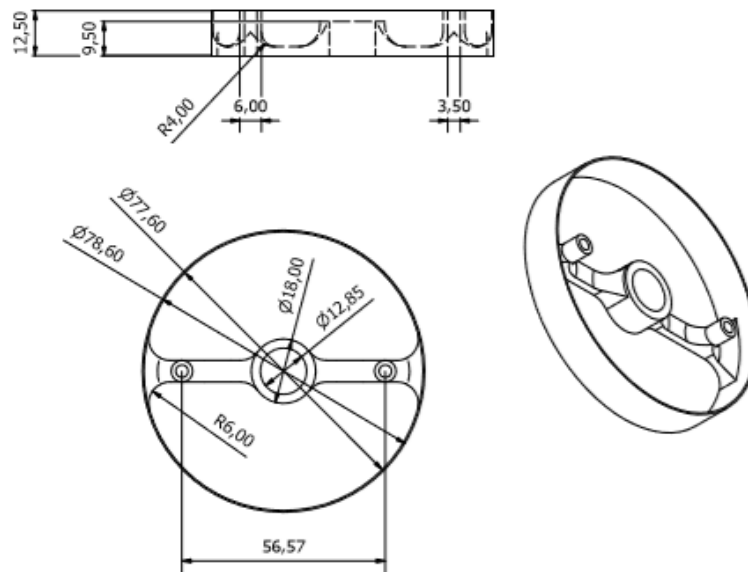


Figura 4.6. Soporte intermedio.

El siguiente paso será elaborar una tapa superior con varios orificios que faciliten la disipación, y sobre uno de ellos se sacarán dos cables correspondientes a la salida USB y la alimentación de la fuente de luz unidos en una malla.

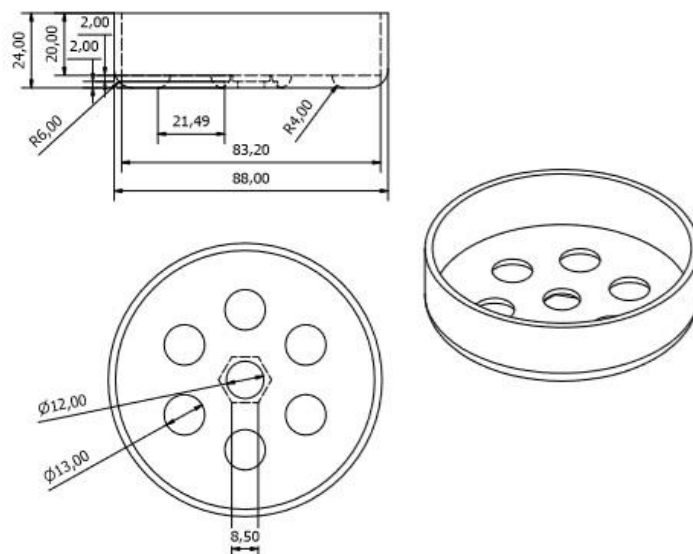


Figura 4.7. Tapa superior.

Además, se tiene en cuenta que es necesario añadir una fibra de plástico situada a la altura de la matriz de LEDs con el fin de guiar los flujos fotónicos de tal manera que se asegure su salida para el tratamiento. Por tanto, la salida del diseño del soporte principal se ajustó al diámetro de la fibra de plástico, la cual, una vez pulida para que sus extremos sean tanto planos como transparentes, se introduce en su interior.

Para completar el diseño, se elaboran a la salida varias tapas de distintos tamaños. De esta forma, servirán como sujeción de la fibra de plástico y determinarán el área de tratamiento, por lo que, al controlar la potencia del dispositivo, se conocerá la irradiancia a la que se está trabajando. Los diámetros de las tapas serán de 2, 4, 6, 8, 10 y 12 milímetros.

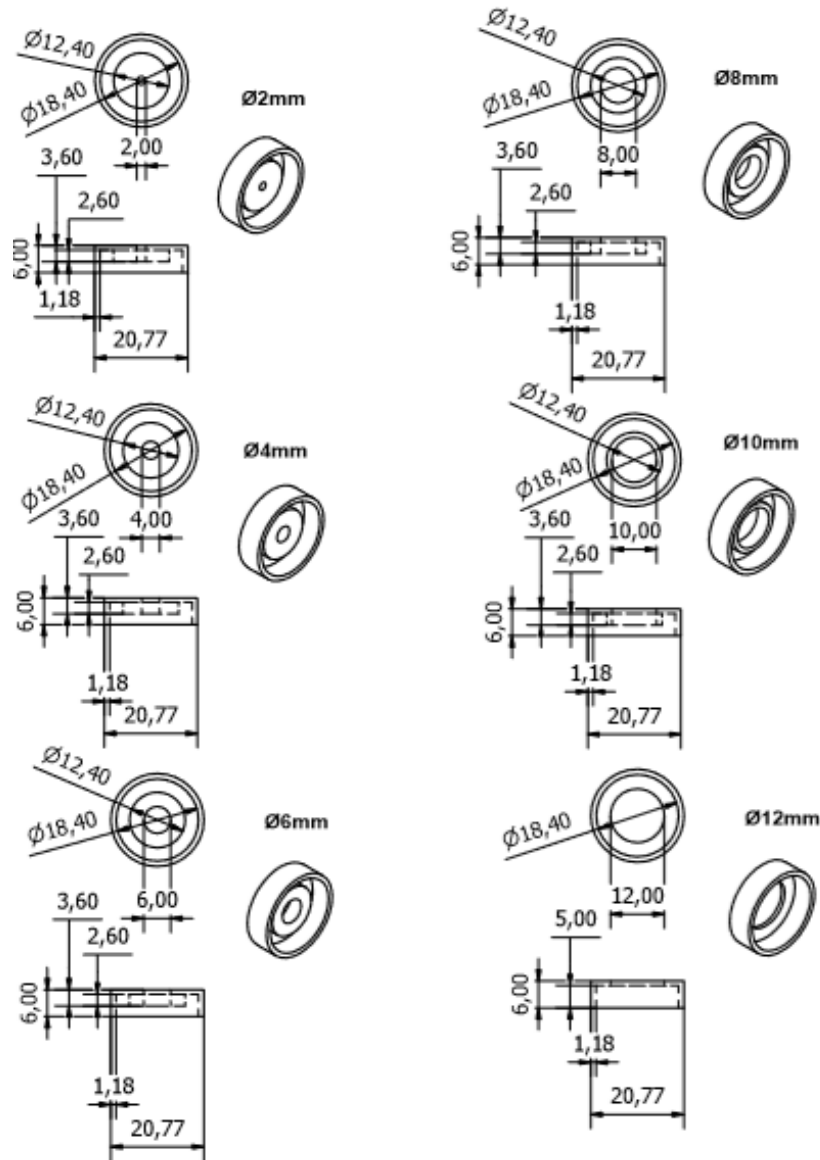


Figura 4.8. Tapas inferiores con distintos diámetros.

Por último, se decide utilizar una tapa inferior que se ajuste a las dimensiones de la lente convexa LENS PCX 12.7 x 15. Dado que, en los casos anteriores, la luz llegará como varios puntos no uniformes a causa de la fibra, colocar la lente con la parte convexa situada hacia la fibra de vidrio, y la parte plana a la salida, permitirá enfocar los rayos situados en un punto a forma paralela, consiguiendo una mejor colimación.

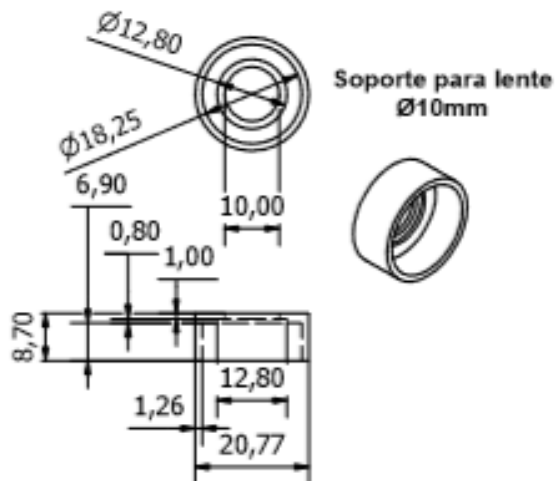


Figura 4.9. Tapa inferior para lente.

La vista real del sistema de iluminación trabajando en el rojo una vez finalizado el diseño sería la siguiente:

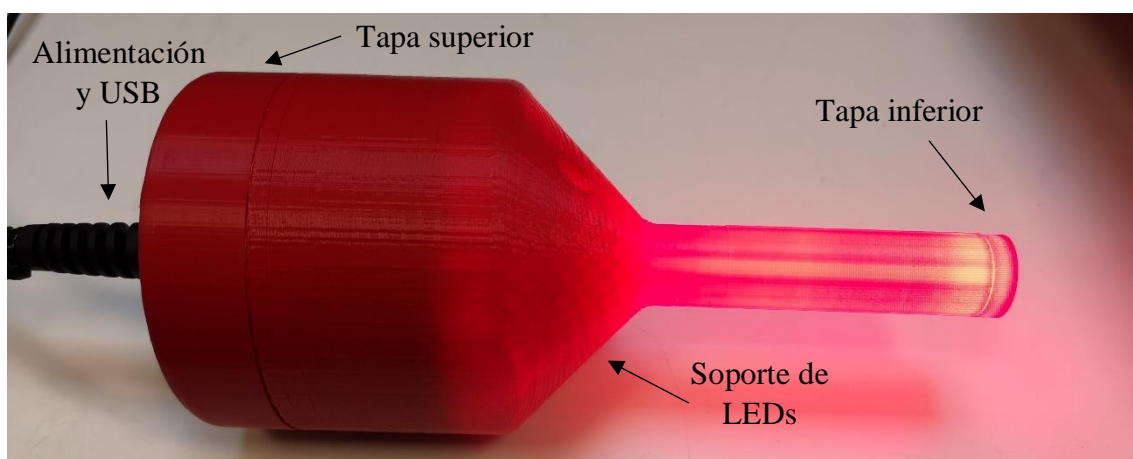


Figura 16. Diseño del dispositivo Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm.

4.2 Programación

En el apartado 3.2.3 correspondiente a la electrónica general dentro del diseño teórico, se expuso que el control de la dosis se hará a través de una interfaz que corresponderá al propio ordenador, la cual permitirá ir modificando los distintos parámetros de emisión, gracias a la comunicación que se establezca con el microcontrolador previamente programado para que responda.

4.2.1 Interfaz

Como se ha comentado anteriormente, el dispositivo que trabaja en el rojo lleva consigo la electrónica de control, por lo que una vez finalizado el diseño solo es necesario conectar el USB. Se alimenta el dispositivo a 9V con una corriente de 5A y se modifica la barra del display que permite aumentar la potencia de emisión. Con el medidor de potencia se observa que funciona correctamente.

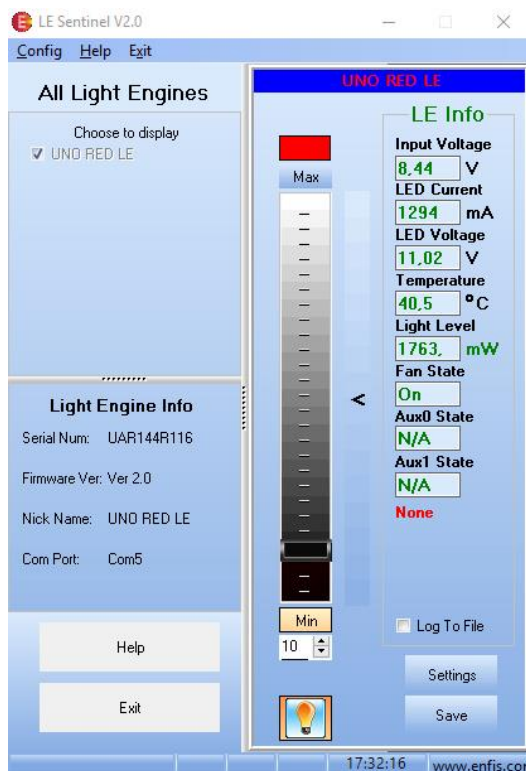


Figura 4.11. Interfaz Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm.

Por su parte, el dispositivo M850L3-C1 no necesita de labores de diseño, ya que, su forma es útil para realizar un tratamiento. Sin embargo, precisa de tareas de programación, por lo que se elabora la interfaz que servirá como controlador gráfico de tal manera que permita elegir la dosis que se quiera entregar.

El programa para realizar dicha interfaz será Processing, y a través de la librería ControlP5 se implementarán los distintos elementos visuales para controlar los parámetros de emisión en lenguaje de programación Java. La comunicación con el microcontrolador se hará mediante la propia interfaz, que funciona como entrada de datos del Processing, y enviará los valores seleccionados a este. A través del puerto serial del microcontrolador se permitirá realizar la transferencia de datos con el ordenador.

A la hora de elegir el tratamiento, se deberá seleccionar si se quiere realizar una emisión continua o modulada. En el primer caso, se escogerá la potencia y el tiempo de exposición, todos ellos con unos rangos de valores concretados en base a los estudios mostrados anteriormente. Por su parte, en el modo modulado, habrá que elegir una variable más asociada al color verde para hacerlo más visual, como es la frecuencia que se introducirá al driver. Una vez que enviado el tratamiento idóneo (en el caso de la Figura 44, una emisión modulada a frecuencia 8Hz, con una potencia de 100mW durante 20sg) se pulsaría el botón LISTO para confirmar que los datos son los definitivos.

Además, para hacerlo de una forma más general, la interfaz presenta todas las longitudes de onda consideradas ventajosas para LLLT, aunque en este caso será fija de 850nm, ya que es el dispositivo con el que estamos trabajando.

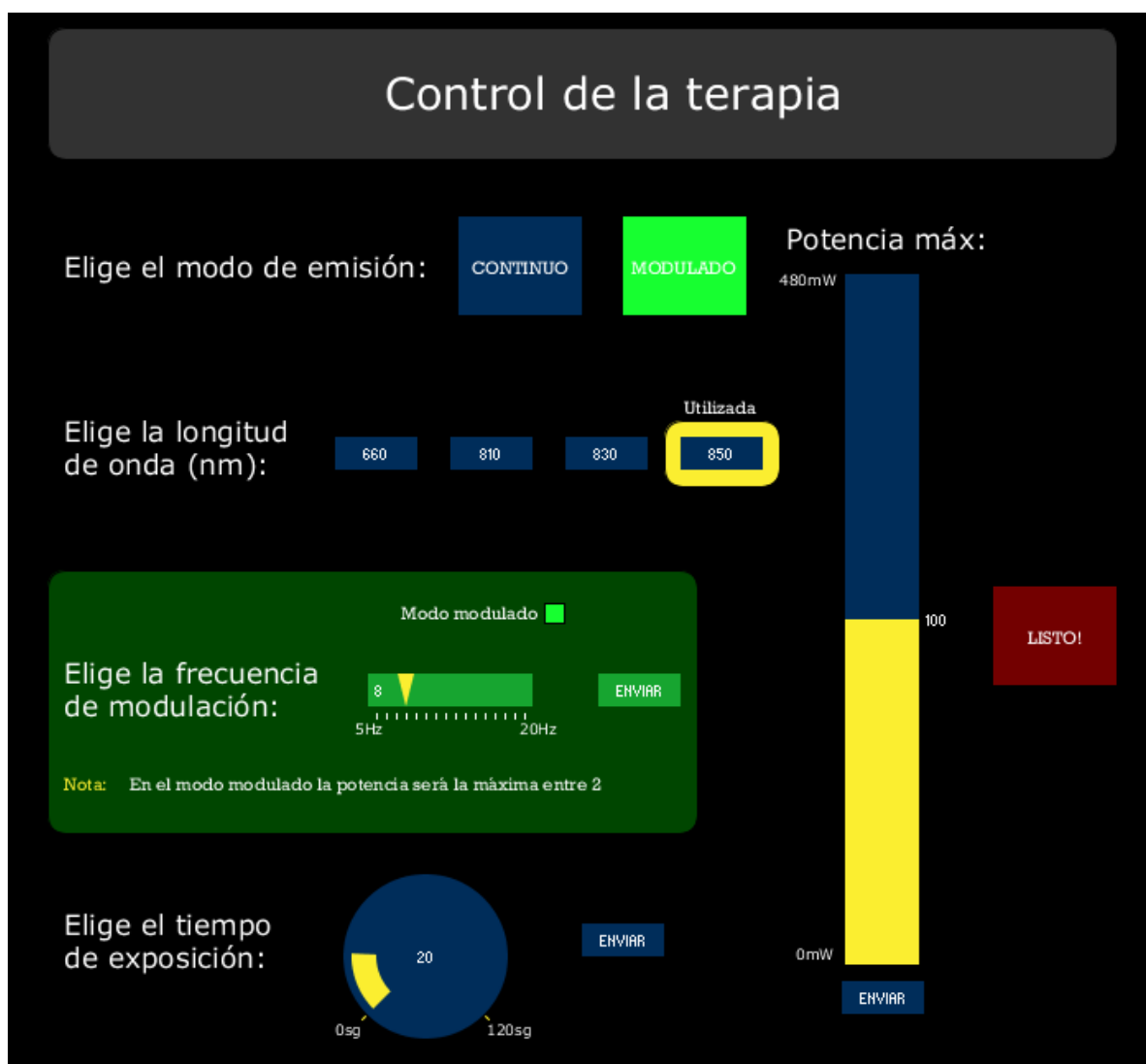


Figura 4.12. Interfaz infrarrojo.

4.2.2 Microcontrolador

El microcontrolador que se va a utilizar es el ESPWROOM32. Con el programa Arduino se recibirán los parámetros seleccionados en la interfaz, elaborando así la programación que permita manejar los pines disponibles y generar la señal que irá al driver para realizar el tratamiento.

En primer lugar, los datos de entrada de cada botón de la interfaz se asociarán a una letra. De esta forma, se sabrá que elemento de control se está tratando, facilitando la conexión del Processing y el Arduino, para posteriormente recibir el valor concreto que se envía en los casos que proceda. Como se ha mencionado anteriormente, la lectura de los datos enviados se realizará a través del puerto serial.

Para controlar el tiempo de exposición, se elabora un timer que se inicia con el pulsador START una vez seleccionado el botón LISTO de la interfaz. Este contador disponible en el ESP32 presenta una frecuencia de 80MHz, y generará una interrupción cuando llegue al valor de duración introducido o con el pulsador STOP.

Por otro lado, para la generación de la señal de modulación introducida al driver se dispone de una salida analógica llamada DAC. En el modo continuo, la potencia máxima seleccionada en la interfaz se convertirá en un rango equivalente de valores comprendidos entre 0 a 255 correspondientes a la codificación digital en 8 bits. Dichos valores serán proporcionales al rango de voltaje de entrada que precisa el driver, es decir, entre 0V y 5V en versión analógica, siendo este último el asociado a la potencia máxima del dispositivo. De esta manera, se tendrá una relación potencia-tensión fijando la intensidad del driver a su límite máximo.

En el modo modulado, dicho valor de tensión aplicada en función de la potencia máxima será la amplitud pico a pico de la señal generada a la frecuencia dada, por lo que el valor de potencia real será esta amplitud entre dos. Cabe destacar que la tensión de salida que ofrece el ESP32 llega hasta 3.3V, por lo que será necesario la utilización de un amplificador.



Figura 4.13. ESPWROOM32.

4.2.3 Pseudocódigo

A continuación, se muestra el pseudocódigo para realizar el control de la dosis:

Programación control de dosis

Entrada: Emisión (c, p), Tiempo de exposición (t), Frecuencia (f), Potencia (p), ENVIAR TERAPIA (e)

Salida: DAC

```
1:   GenerarTimer ( $t$ )
2:   if ( $e = ON$  and  $PulsadorSTART$ ) then
3:       ActivarTimer
4:   while (1) do
5:       if ( $Emisión = c$ ) then
6:            $DAC = p$ 
7:       else if ( $Emisión = m$ ) then
8:            $DAC = p/2 + p/2 * \sin(frecuencia * x)$ 
9:       if ( $Timer > t$  or  $PulsadorSTOP$ ) then
10:          Excepción ( $exit$ )
```

4.2.4 Diseño de PCB

Como se ha comentado anteriormente, es necesario utilizar un amplificador que permita trabajar a tensiones de 5V. Para ello, se hace uso del amplificador operacional no inversor MCP6022 que lleva consigo una resistencia de realimentación y otra junto a un condensador especificados por el fabricante. La salida del amplificador se hará a través de un conector BNC, que hará de conexión con el driver. Además, en la conexión con el ESP32 a través del pin D25 se elaborará otro circuito RC que elimine las altas frecuencias.

Por su parte, a través de los pines D23 y D3_RX el microcontrolador se conectará a dos pulsadores, que una vez enviada la dosis requerida servirán para iniciar el timer y la propia terapia, así como finalizar esta misma. Los propios pulsadores llevan consigo un condensador que permita que el pulso generado dure lo suficiente para ser detectado por el ESP32, y dos resistencias de pull-up que actuarán como “1” y “0” detectando 3.3V o tierra con la pulsación.

Tras el diseño del circuito, se implementa el PCB con el programa DesignSpark PCB.

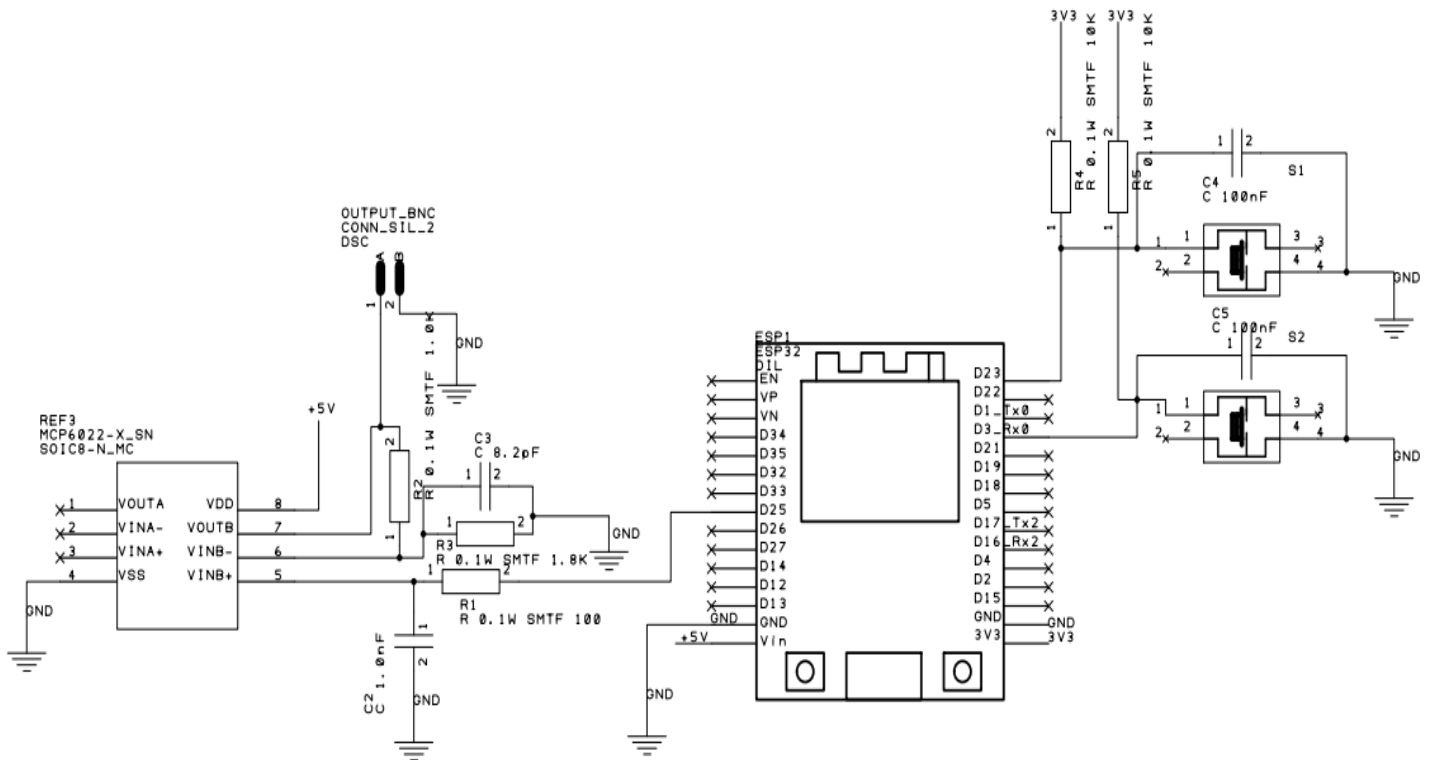


Figura 4.1714. Esquemático conexión ESP32 driver.

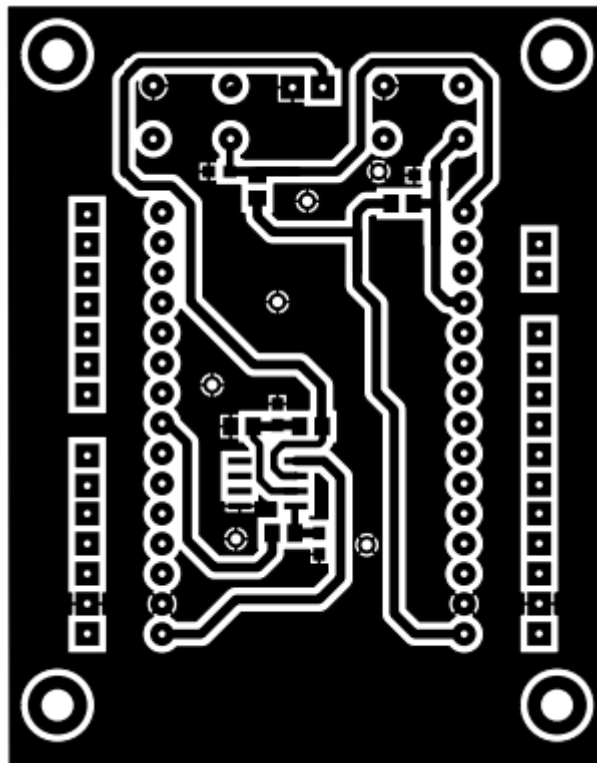


Figura 4.15. Diseño de PCB.

4.3 Caracterización de las fuentes

Finalizado el diseño y la programación que permita realizar el control de la dosis del tratamiento, es necesario realizar un último paso en el laboratorio, caracterizando dichas fuentes para asegurar la utilización de una solución médica adecuada. Para ello, se realizarán medidas y se pondrá en práctica ambos dispositivos.

En el caso del Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm, se utilizará el medidor de potencia óptica Anritsu MS9020A sobre una superficie que permita tomar valores de potencia variando la posición en los ejes de abscisas, coordenadas y cotas, de tal manera que se consiga una representación en volumen. Dicho medidor se caracteriza por poder elegir tres longitudes de onda (633nm, 780nm, 850nm) y un fotodiodo que se encargará de detectar la luz recibida y relacionar la potencia óptica total en función de la λ , siendo la primera de ellas en este caso.

Dado que el fotodiodo puede ser separado del propio medidor, se situará en frente de la fuente de luz y se elaborará un pinhole de 3mm de diámetro con la impresora 3D que facilite observar los cambios de potencia en función de la posición.

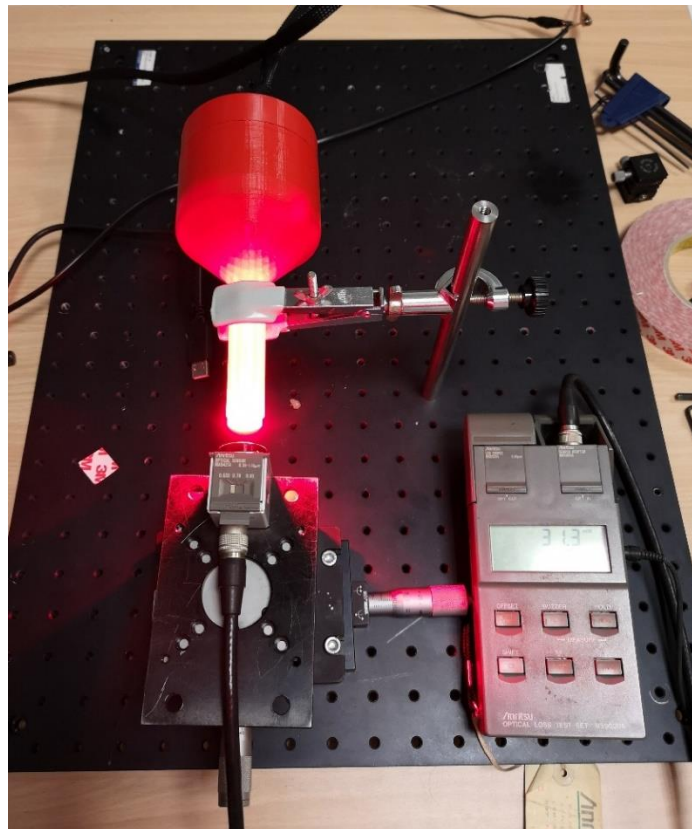


Figura 1816. Caracterización Enfis UNO Array 5x5 Red 630nm.

En primer lugar, se utilizará el dispositivo con la tapa inferior y la lente convexa, buscando el punto en el que se recibe la máxima potencia. Desde esta posición, se realizará un barrido en el eje horizontal sobre ambos lados del punto máximo, con un paso de 500 μm en un total de 40 puntos correspondientes a 2 cm, para posteriormente realizar la misma operación en el eje vertical.

Tras ello, se volverá al punto inicial para realizar las mismas medidas sin la lente. Todas estas operaciones se llevarán a cabo a una distancia entre el fotodiodo y la fuente de 1, 2 y 4.5 cm correspondiente al eje “z”.

Observada la variación de la potencia al modificar la posición se sacan las siguientes conclusiones:

- La lente hace que el valor de máxima potencia se sitúe en el centro, formándose una campana al realizar los barridos tanto en el eje “x” como en el “y”.
- La potencia recibida es mayor con la lente convexa.
- A medida que se aumenta la distancia, la potencia recibida es menor.
- El decremento de potencia es mayor en el eje “x” que en el “y”.
- El decremento de potencia en el eje “x” es mayor hacia la izquierda que hacia la derecha, motivado posiblemente por una pequeña inclinación de la fuente de luz dentro del dispositivo.
- En las medidas con la lente convexa, las colas de la campana se estabilizan antes a medida que la distancia entre el dispositivo y el fotodiodo es mayor, ya que, se sale antes del pinhole recibiendo una potencia constante.
- En los casos que no se utiliza la lente, existe la posibilidad que aparezcan subidas y bajadas de potencia correspondientes a los anillos provocados por la fibra.
- Dichos cambios producidos por los anillos, son mayores al aumentar la distancia, ya que, se necesita menos recorrido de barrido en ambos ejes para encontrarnos con el siguiente.
- A una distancia de 2cm se tienen valores de 40mW dentro del área del pinhole, por lo que la irradiancia tomaría valores entre 100 y 200 mW/cm^2 siendo óptimas según lo estipulado en base a las referencias.
- La utilización de las distintas tapas inferiores serviría para obtener la zona máxima dentro de la campana de potencia, de tal manera que esta sea más uniforme.

A continuación, se muestran las distintas medidas en función del desplazamiento para las tres distancias, comparando el uso de la lente:

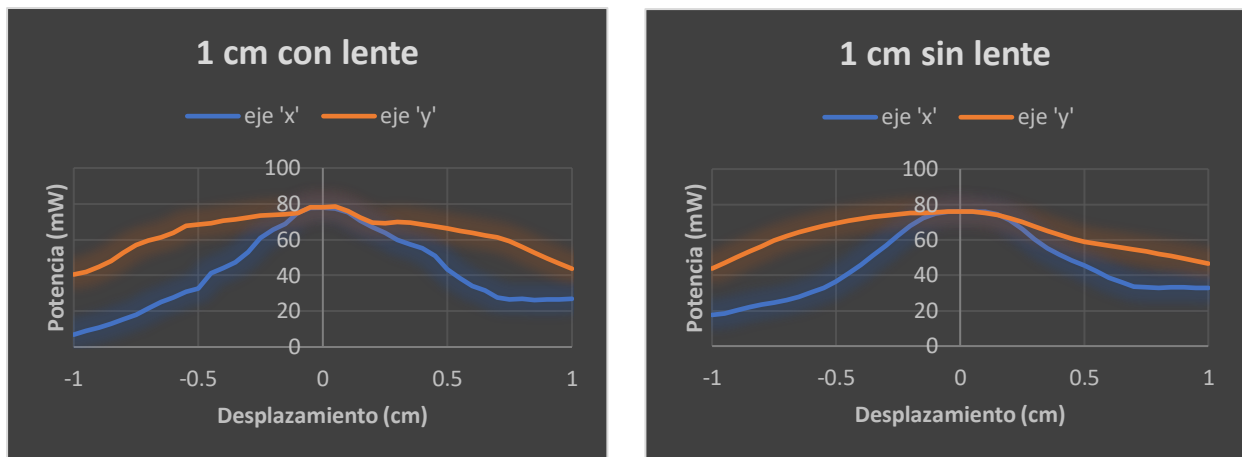


Figura 4.17. Medidas potencia vs posición a 1 cm.

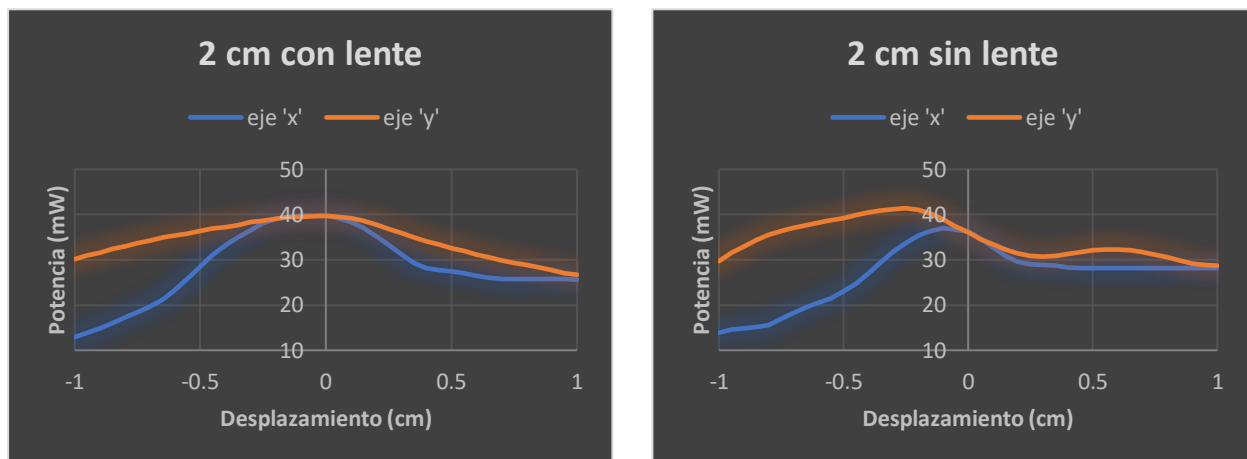


Figura 4.18. Medidas potencia vs posición a 2 cm.

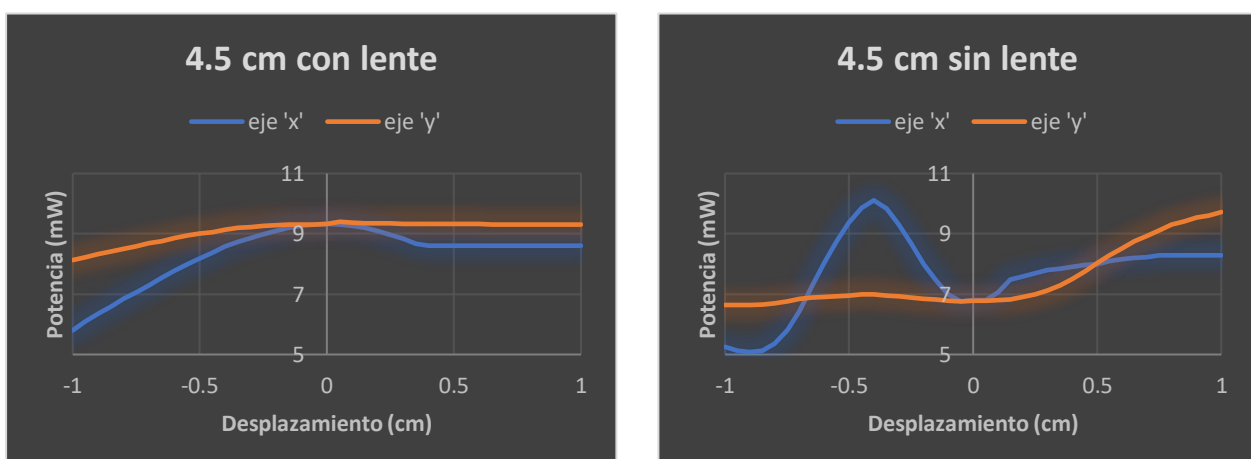


Figura 4.19. Medidas potencia vs posición a 4.5 cm.

Además, la representación en tres dimensiones a través de Matlab para el caso concreto a la distancia de 2cm es:

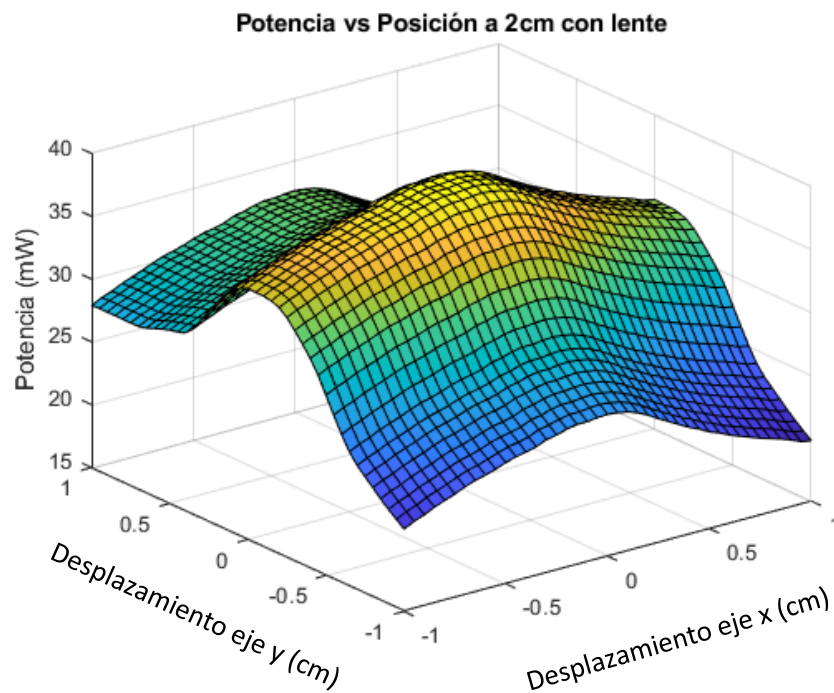


Figura 4.20. *Potencia vs Posición a 2cm con lente.*

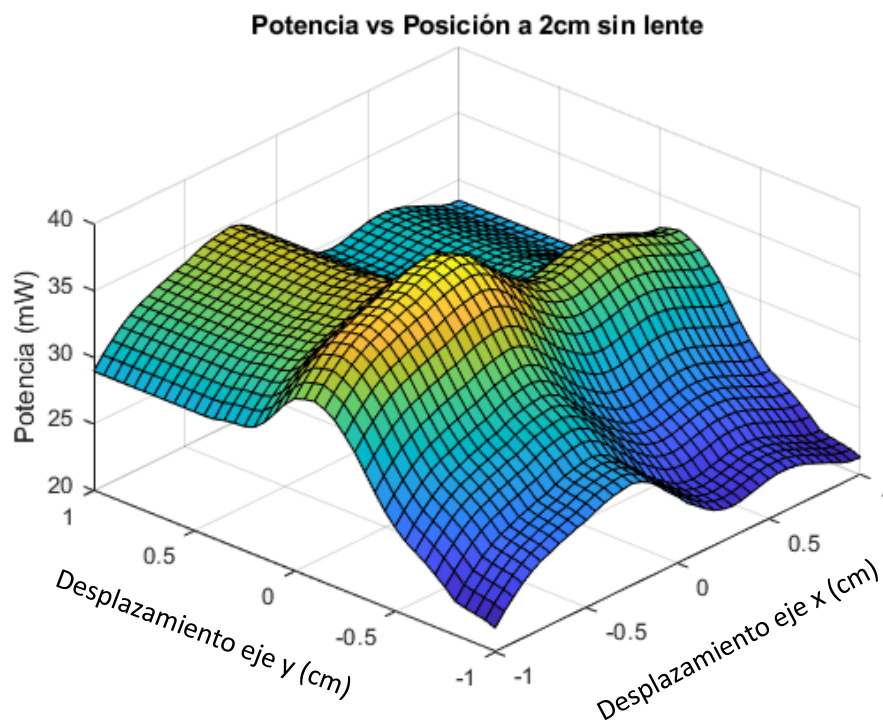


Figura 4.21. *Potencia vs Posición a 2cm sin lente.*

4.3.1 Justificación del patrón de emisión del Enfis UNO

Como se ha mostrado en la Figura 50, en los casos que no se utiliza la lente convexa aparecen anillos como forma de emisión. Dicho efecto está relacionado con la teoría de difracción motivado por la fibra introducida en el dispositivo con el fin de guiar la luz emitida por los LEDs.

El índice de refracción de la fibra es 1.49 y se sabe que entre ella y la pared opaca se encuentra el aire, cuyo índice de refracción es 1, por lo que la apertura numérica sería:

$$NA = \sqrt{n_{fibra}^2 - n_{aire}^2} = \text{sen } \theta$$

Pese a la apertura numérica es mayor a la unidad y matemáticamente no tiene solución, físicamente la luz seguirá entrando a la fibra y comenzarán las reflexiones y la idea de ángulo crítico:

$$n_{fibra} * \sin \theta_1 = n_{aire} * \sin \theta_2$$

$$n_{fibra} * \sin \theta_1 = n_{aire} * \sin 90^\circ$$

$$\theta_c = \text{sen}^{-1} \left(\frac{1}{n_{fibra}} \right) = 42^\circ$$

- $\varphi > 42^\circ \rightarrow$ bajo esta condición, los rayos de luz sufrirán una reflexión interna total y avanzarán por la fibra colisionando por ambas paredes con sus respectivas pérdidas.
- $\varphi < 42^\circ \rightarrow$ en estos ángulos los flujos fotónicos saldrán de la fibra produciéndose una reflexión parcial con la superficie opaca, y por consiguiente mayores pérdidas

Por este motivo, en la salida de la fibra se formarán varios círculos de diferente potencia y desplazados en posición, formando en su conjunto los anillos que se han observado en la caracterización anterior.

La utilización de la lente, colocando la parte convexa hacia la fibra hará que uno de estos puntos coincida con la distancia focal, de tal manera que permita una salida paralela y homogénea, consiguiendo concentrar la potencia máxima en el centro y causa de que la caracterización de la potencia frente a la posición tenga forma de campana.

En el caso del dispositivo M850L3-C1, se harán las comprobaciones individuales para finalmente validar el sistema en su conjunto. Con el medidor LaserMate Power Meter se realizará un primer paso sobre el control de potencia a la que trabaja la fuente de luz. El resultado obtenido es que a medida que el dispositivo se aleja del equipo de medida, la potencia recibida es mayor, lo que intuye que el haz de luz se propaga hacia el centro, llegando un punto en que deja de cumplirse dicha propiedad.

Para certificar cómo es el patrón de emisión de la fuente diseñada, se utiliza una carta detectora del infrarrojo del laboratorio y observamos las diferentes formas de emisión del LED.

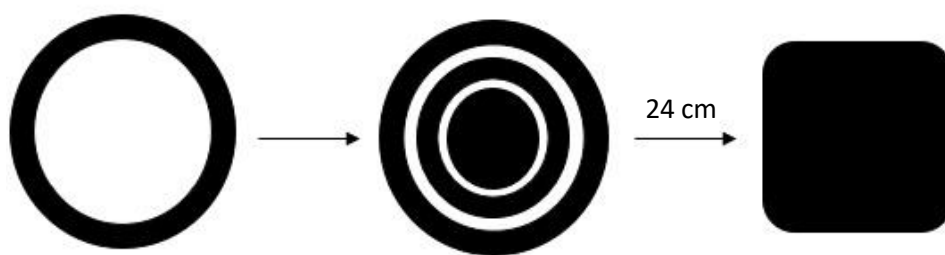


Figura 4.22. Patrón de emisión en función de la distancia.

Se llega a la conclusión de que, a los 24 centímetros, el patrón de radiación de la fuente de luz es uniforme, distancia sobre la que se tiene la mayor potencia recibida, y a partir de la cual, ésta vuelve a decrecer, de tal manera que se situará la fuente en esa posición como punto de partida para comprobar que el paso de valores a través de la interfaz es el correcto, y que se obtiene el tratamiento requerido.

En dicho punto, como se puede observar en la Figura 33, la emisión adopta una forma cuadrada de 1.3 cm de lado, por lo que el área de emisión entraría dentro de los 1.8cm^2 que se corresponden con la entrada del medidor de potencia, estimando que el valor de esta en la recepción sería el correcto. Por tanto, bajo esta hipótesis se obtiene un valor de potencia de 450mW correspondiente al área de 1.69cm^2 del spot de la fuente de luz. De modo que, la irradiancia valdría $0.26\text{W}/\text{cm}^2$, por lo que, exponiendo el tratamiento durante tiempos de exposición de 10 y 30 sg típicos en LLLT, se obtendría el valor de fluencia considerado como óptimo.

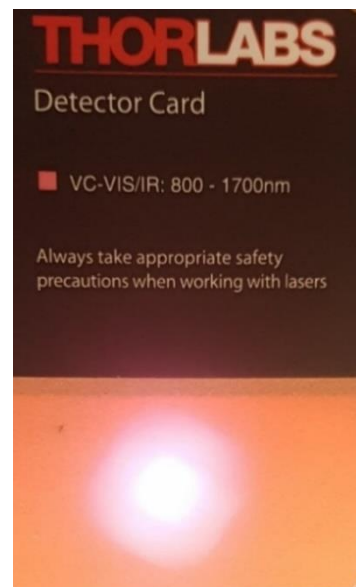


Figura 4.23. Detector de infrarrojo.

El siguiente paso será comprobar que la señal de modulación generada en la parte de programación es la correcta. Para ello, se sitúa el ESP32 en el PCB elaborado, y a través de un cable BNC se meterá dicha señal a un osciloscopio, de tal manera que se pueda observar que la tensión pico a pico y la frecuencia son válidas, y así, poder ser introducida posteriormente al driver. Cabe destacar que en la generación de la señal se alcanzan 4.5V, sin llegar a los 5V correspondientes a la tensión máxima.

Además, se situará el microcontrolador y el PCB en una caja diseñada con la impresora 3D y sobre la que se sacarán los botones de START y STOP con código de colores verde y rojo respectivamente, facilitando una supuesta utilización de la terapia por un médico. Dicha caja dispondrá de dos orificios para la conexión USB con el ordenador y por consiguiente la interfaz, así como el cable BNC que se introducirá al driver. Ambos pulsadores funcionaban correctamente e iniciaban y finalizaban la terapia como era previsto.



Figura 4.24. Caja con PCB, ESP32 y pulsadores.

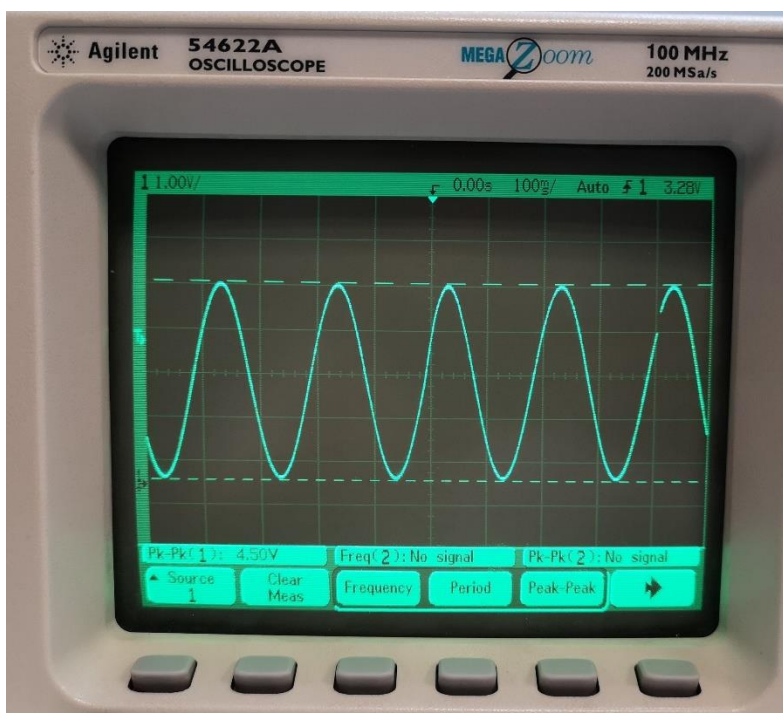


Figura 4.25. Comprobación señal de modulación.

Por último, se establece el sistema completo y se transfieren los datos a través de la interfaz. Con la tarjeta de infrarrojo se observa que la emisión modulada funciona a la frecuencia dada, mientras que en el medidor se observa que la potencia seleccionada se cumple, así como el tiempo de exposición controlado por el timer. De esta forma, se puede concluir el correcto funcionamiento de toda la electrónica de control de la dosis a una determinada longitud de onda teóricamente ventajosa para la aplicación en LLLT.



Figura 4.26. Sistema completo final para el control de la dosis.

Capítulo 5

Conclusiones

Como se ha visto a lo largo del proyecto, el resultado obtenido son dos sistemas de iluminación basados en LLLT. El primero de ellos, se ha centrado en la parte de diseño del propio dispositivo, ya que, la fuente de luz incorporaba la electrónica de control, configurando así una forma óptima para realizar un tratamiento, y caracterizando su emisión en función de la distancia y comparando el uso de una lente convexa para mejorar la emisión.

Por su parte, el segundo dispositivo se centra en realizar un control de la dosis a través de un ordenador, de tal manera que pueda ser utilizado por un médico de manera sencilla. Para ello, se siguió la idea de diseño electrónica que conectaba la interfaz del PC, con un microcontrador que, a su vez, se comunicaba con el driver conectado a la fuente de luz. Los resultados fueron satisfactorios en el sentido que tanto la potencia, el tiempo de exposición, el modo de emisión, y la frecuencia en el caso de que este último sea modulado eran los seleccionados, permitiendo realizar fotobiomodulaciones para tres lesiones sobre las que se han estudiado los valores óptimos de dichos parámetros fotónicos.

5.1 Trabajo futuro

El presente trabajo surge como una línea de investigación que acaba de comenzar con el Trabajo de Fin de Grado, pero que, continuará en estudios posteriores, bien sean de Máster o Doctorado con el fin de seguir mejorando los sistemas de iluminación y poder en un futuro tener aplicaciones reales.

En los tratamientos médicos, surge la necesidad de tener un control exacto de la dosis empleada. En este caso, los resultados de ambos dispositivos eran válidos, pero, puede haber algunas pérdidas motivadas por multitud de factores que varíen el control sobre la terapia. Por dicho motivo, una posible mejora en el diseño del dispositivo sería establecer un escalón sobre el que se pueda situar un fotodetector.

El objetivo del fotodetector sería monitorizar mejor la potencia emitida, de tal manera que se obtenga un mayor conocimiento sobre la irradiancia en el tratamiento. Los fotodetectores de silicio trabajan en el visible e infrarrojo, generalmente entre los 400nm y 1100nm, por lo que, sabiendo la sensibilidad espectral relativa en función de la longitud de onda, y con un circuito independiente a la fuente de luz, se tendrá otro valor de corriente útil para estimar un valor más preciso de potencia emitida.

Por supuesto, el desarrollo de los cabezales con la matriz de LEDs, llevado a cabo de forma teórica será una posible implementación en años posteriores, modificando las fuentes de luz del laboratorio por la construcción de estas mismas con dicha idea. Otro ejemplo sería la posibilidad de establecer una interfaz que permita elegir dentro del modo modulado el tipo de onda emitida, bien sea sinusoidal o rectangular, así como controlar parámetros como la amplitud o índice de modulación. Además, existen equipos como son los osciloscopios ópticos que trabajan en el dominio óptico y eléctrico, pudiendo observar fácilmente las señales de modulación generadas en tiempo real.

En definitiva, se intentará mejorar los dispositivos para contribuir en el estado del arte de esta rama de la fotónica que todavía tiene mucho por descubrir.

Referencias

- [1] Chung, H., Dai, T., Sharma, S. K., Huang, Y. Y., Carroll, J. D., & Hamblin, M. R. (2012). The nuts and bolts of low-level laser (light) therapy. *Annals of biomedical engineering*, 40(2), 516-533.
- [2] Cotler, H. B., Chow, R. T., Hamblin, M. R., & Carroll, J. (2015). The use of low level laser therapy (LLLT) for musculoskeletal pain. *MOJ orthopedics & rheumatology*, 2(5).
- [3] Avci, P., Gupta, A., Sadasivam, M., Vecchio, D., Pam, Z., Pam, N., & Hamblin, M. R. (2013, March). Low-level laser (light) therapy (LLLT) in skin: stimulating, healing, restoring. In *Seminars in cutaneous medicine and surgery* (Vol. 32, No. 1, p. 41). NIH Public Access.
- [4] Huang, Y. Y., Chen, A. C. H., Carroll, J. D., & Hamblin, M. R. (2009). Biphasic dose response in low level light therapy. *Dose-response*, 7(4), dose-response.
- [5] Hashmi, J. T., Huang, Y. Y., Sharma, S. K., Kurup, D. B., De Taboada, L., Carroll, J. D., & Hamblin, M. R. (2010). Effect of pulsing in low-level light therapy. *Lasers in surgery and medicine*, 42(6), 450-466.
- [6] Otadi, K., Hadian, M. R., Olyaei, G., & Jalaie, S. (2012). The beneficial effects of adding low level laser to ultrasound and exercise in Iranian women with shoulder tendonitis: A randomized clinical trial 1. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 25(1), 13-19.
- [7] Poorpezeshk, N., Ghoreishi, S. K., Bayat, M., Pouriran, R., & Yavari, M. (2018). Early Low-Level Laser Therapy Improves the Passive Range of Motion and Decreases Pain in Patients with Flexor Tendon Injury. *Photomedicine and laser surgery*, 36(10), 530-535.
- [8] Tumilty, S., McDonough, S., Hurley, D. A., & Baxter, G. D. (2012). Clinical effectiveness of low-level laser therapy as an adjunct to eccentric exercise for the treatment of Achilles' tendinopathy: a randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93(5), 733-739.

- [9] Junior, E. C. L., de Godoi, V., Mancalossi, J. L., Rossi, R. P., De Marchi, T., Parente, M., ... & Tomazoni, S. S. (2011). Comparison between cold water immersion therapy (CWIT) and light emitting diode therapy (LEDT) in short-term skeletal muscle recovery after high-intensity exercise in athletes—preliminary results. *Lasers in medical science*, 26(4), 493-501.
- [10] Leal Junior, E. C. P., Lopes-Martins, R. A. B., Baroni, B. M., De Marchi, T., Rossi, R. P., Grosselli, D., ... & Bjordal, J. M. (2009). Comparison between single-diode low-level laser therapy (LLLT) and LED multi-diode (cluster) therapy (LEDT) applications before high-intensity exercise. *Photomedicine and laser surgery*, 27(4), 617-623.
- [11] Peserico, C. S., Zagatto, A. M., & Machado, F. A. (2019). Effects of endurance running training associated with photobiomodulation on 5-km performance and muscle soreness: a randomized placebo-controlled trial. *Frontiers in physiology*, 10, 211.
- [12] Ferraresi, C., Dos Santos, R. V., Marques, G., Zangrande, M., Leonaldo, R., Hamblin, M. R., ... & Parizotto, N. A. (2015). Light-emitting diode therapy (LEDT) before matches prevents increase in creatine kinase with a light dose response in volleyball players. *Lasers in medical science*, 30(4), 1281-1287.
- [13] Leal Junior, E. C. P., Lopes-Martins, R. Á. B., Rossi, R. P., De Marchi, T., Baroni, B. M., De Godoi, V., ... & Bjordal, J. M. (2009). Effect of cluster multi-diode light emitting diode therapy (LEDT) on exercise-induced skeletal muscle fatigue and skeletal muscle recovery in humans. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 41(8), 572-577.
- [14] Baroni, B. M., Leal Junior, E. C. P., Geremia, J. M., Diefenthaeler, F., & Vaz, M. A. (2010). Effect of light-emitting diodes therapy (LEDT) on knee extensor muscle fatigue. *Photomedicine and laser surgery*, 28(5), 653-658.
- [15] Ferraresi, C., Beltrame, T., Fabrizzi, F., Nascimento, E. S. P. D., Karsten, M., Francisco, C. D. O., ... & Hamblin, M. R. (2015). Muscular pre-conditioning using light-emitting diode therapy (LEDT) for high-intensity exercise: a randomized double-blind placebo-controlled trial with a single elite runner. *Physiotherapy theory and practice*, 31(5), 354-361.